

# **Métodos de Análise da Severidade da Patologia da Marcha Humana**

Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em  
Instrumentação Biomédica

**Autor**

**Alexandra Sofia Domingues Vieira**

**Orientador**

**Prof. Doutor João Paulo Morais Ferreira**

Departamento de Engenharia Eletrotécnica  
Instituto Superior de Engenharia de Coimbra

**Coimbra, Dezembro, 2015**



## **AGRADECIMENTOS**

Queria começar por agradecer ao meu orientador, o Dr. João Ferreira, que me transmitiu vários conhecimentos relacionados com o tema deste projeto, pelo apoio e orientação que guiou o projeto de forma a ser possível obter conclusões úteis para trabalhos futuros, e pela possibilidade de participar em diversas atividades que permitiram melhorar as minhas capacidades, conhecimentos e curriculum, como a participação na elaboração de uma patente, de um artigo e a participação numa conferência de Bioengenharia.

Agradeço o apoio dado pela FCT e pelo projeto “ProjB- Diagnosis and Assisted Mobility – Centro-07-ST24-FEDER-002028” com o financiamento FEDER, programas GREN e COMPETE.

Gostaria de agradecer ao Dr. A. Paulo Coimbra e ao Dr. Manuel Crisóstomo pelo apoio e sugestões que permitiram melhorar o meu trabalho e consequentemente apresentar melhores soluções, especialmente ao nível da elaboração da patente, do artigo e da preparação da apresentação para a conferência de Bioengenharia. Também gostaria de agradecer todas as entreajudas disponibilizadas pelos meus dois colegas do ISR, Eng. Paulo Ferreira e Eng. Stephane Cruz, e pela minha colega de Engenharia Biomédica da Universidade de Coimbra, Heloísa Sobral.

Agradeço também o apoio dado pelos elementos da empresa “Active Space Technologies, Atividades Aeroespaciais SA”, com sede em Taveiro, na elaboração da patente para o sapato instrumentado.

Por último, mas não menos importante, queria agradecer aos meus amigos, à minha família e ao meu namorado por toda a ajuda, força, motivação, paciência, compreensão e apoio que me disponibilizaram ao longo de todo projeto, que me permitiu superar todas as dificuldades encontradas e cumprir os objetivos estipulados.



## RESUMO

A marcha humana é composta por um conjunto de movimentos complexos que dificultam a sua análise e o reconhecimento de padrões de marcha normais ou patológicos. O presente relatório descreve o projeto desenvolvido com o objetivo de apresentar dois métodos, capazes de avaliar a severidade da patologia de marcha e auxiliar a análise médica: análise cinética e análise cinemática.

Na primeira fase do projeto foi escrita e submetida uma patente que descreve um sapato instrumentado, capaz de realizar a análise cinética da marcha humana.

Numa segunda fase do projeto, utilizou-se um sistema de análise cinemática constituído por uma passadeira rolante e duas câmaras, para obter os dados do movimento do joelho ao longo da marcha de indivíduos normais, ou seja, livres de limitações e patologias da marcha, e de indivíduos que sofreram uma lesão nesta articulação. Os dados dos indivíduos normais, divididos em função do género, feminino e masculino, foram utilizados para treinar e testar três técnicas de inteligência computacional (TIC): Rede Neuronal Artificial (RNA), *Extreme Learning Machine* (ELM) e *Multioutput Support Vector Machine* (MSVR). Para cada um dos géneros foi selecionada a TIC com maior capacidade de gerar as curvas dos ângulos do plano sagital dos joelhos (CAPSJs) para indivíduos com características físicas e velocidades de marcha desconhecidas pelas técnicas. Como se poderá ver na descrição apresentada neste relatório a melhor TIC para os dois géneros foi a ELM.

Por fim foi desenvolvido um índice capaz de avaliar a severidade da patologia dos indivíduos que tinham sofrido uma rutura no ligamento cruzado anterior do joelho. Este índice foi obtido com base em várias variáveis que comparam as CAPSJs dos indivíduos analisados com as CAPSJs geradas para estes mesmos indivíduos pela ELM. Posteriormente este índice foi comparado com um dos índices apresentados na literatura, o *Gait Variable Score* (GVS), onde mostrou conseguir fazer análises mais específicas e capacidade de detetar um maior número de limitações de marcha.

**Palavras-chave:** cinemática, cinética, curva dos ângulos no plano sagital do joelho, ELM, GVS, índice marcha, técnicas de inteligência computacional, marcha humana, MSVR, RNA, sapato instrumentado



## ABSTRACT

The human gait is composed by a set of complex movements that hinder it's analysis and the recognition of normal or pathological patterns of the gait. This report describes the work developed to present two methods capable to evaluate the severity of the gait pathology and assist the medical analysis: kinetic analysis and cinematic analysis.

In the first part of the project, was written and submitted one patent which described an instrumented shoe, capable to realize a kinetic analysis of the human gait and it's classification.

In a second part of the project, it was used a cinematic analysis system, composed by a treadmill and two cameras, and obtained the data of the knee movement throughout the gait of normal individuals, i.e., individuals free of gait pathology's, and individuals that suffered a knee injury. The data of normal individuals were split by gender, female and male, and used to train and test three computational intelligence technics (CIT): RNA, ELM and MSVR. For each of the genders was selected the CIT which better generates the knee angles curves in sagittal plane (KACSPs) for individuals with unknown characteristics and gait speeds. In this report was concluded that the best TIC for the two genders is ELM.

Lastly, it was developed an index capable to evaluate the pathology severity of the individuals who suffered a rupture in the anterior cruciate ligament of the knee. This index was obtained by a series of variables that compare the KACSPs of the analyzed individuals and the KACSPs generated for this individuals by ELM. Afterwards this index was compared with one of the indexes presented on literature, the GVS. The developed index was capable to make more specific analysis and detect a larger number of gait limitations.

**Keywords:** ANN, computational intelligence techniques, ELM, gait index, GVS, human gait, instrumented shoe, kinetics, kinematics, knee angles curve in sagittal plane, MSVR





**ÍNDICE**

<b>1. CAPÍTULO 1 - Introdução .....</b>	<b>1</b>
1.1. Objetivos .....	1
1.2. Publicações efetuadas .....	2
1.3. Estrutura do relatório .....	3
<b>2. CAPÍTULO 2 – Revisão da literatura.....</b>	<b>5</b>
2.1. Ciclo da marcha humana.....	5
2.2. Análise da Curva dos Ângulos do Plano Sagital do Joelho (CAPSJ).....	6
2.3. Sistemas de análise cinética e cinemática da marcha humana.....	7
2.3.1. Calçado instrumentado para análise cinética da marcha humana.....	8
2.3.2. Sistemas de análise cinemática da marcha humana.....	13
2.4. Técnicas para geração do perfil da marcha humana .....	16
2.4.1. Rede Neuronal Artificial (RNA) .....	17
2.4.2. Extreme Learnig Machine (ELM) .....	19
2.4.3. Multioutput Suport Vector Machine (MSVR).....	21
2.5. Indicadores utilizados na análise da marcha .....	23
<b>3. CAPÍTULO 3 – Técnicas de inteligência computacional para geração de marcha de referênci.....</b>	<b>25</b>
3.1. Indivíduos normais para o estudo das TICs.....	25
3.2. Sistema de aquisição da cinemática da marcha .....	26
3.3. Processamento das curvas dos ângulos no plano sagital dos joelhos .....	28
3.4. Agrupamento das CAPSJs em matrizes.....	31
3.5. Técnicas de inteligência computacional (TICs).....	35
3.5.1. Aplicação da RNA.....	35
3.5.2. Aplicação da ELM.....	38
3.5.3. Aplicação da MSVR.....	41
3.5.4. Comparação das três TICs.....	44
<b>4. CAPÍTULO 4 – Análise cinemática da marcha .....</b>	<b>49</b>
4.1. Indivíduos que sofreram uma rutura no ligamento cruzado de um dos joelhos .....	49
4.2. Comparação das Curvas dos Ângulos do Plano Sagital do Joelho.....	50
4.3. Resultados da comparação das Curvas dos Ângulos do Plano Sagital do Joelho (CAPSJs).....	61

4.3.1. Índices dos indivíduos normais de referência.....	62
4.3.2. Índices dos indivíduos lesionados .....	64
<b>5. CAPÍTULO 5 – Conclusões e sugestões de trabalho futuro .....</b>	<b>71</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>75</b>
<b>ANEXOS .....</b>	<b>81</b>
ANEXO A: Patente do sapato instrumentado .....	81
ANEXO B: Características dos indivíduos normais .....	87
ANEXO C: Código em MATLAB que processa os dados dos indivíduos normais.....	88
ANEXO D: Código em MATLAB para selecionar as CAPSJs e apresentar os intervalos das características de entrada.....	89
ANEXO E: Código em MATLAB para treinar e testar as RNAs.....	90
ANEXO F: Tabela com os resultados das RNAs femininas .....	91
ANEXO G: Tabela com os resultados das RNAs masculinas .....	93
ANEXO H: Código em MATLAB para gerar as CAPSJs para indivíduos desconhecidos com a RNA.....	95
ANEXO I: Código em MATLAB para criar as matrizes de entrada e saída da ELM .....	96
ANEXO J: Código em MATLAB para treinar e testar as ELMs.....	97
ANEXO K: Tabela com os resultados das ELMs femininas .....	98
ANEXO L: Tabela com os resultados das ELMs masculinas.....	101
ANEXO M: Código em MATLAB para prever as CAPSJs para indivíduos desconhecidos com a ELM.....	104
ANEXO N: Função ‘elm_predict’, em MATLAB, ajustada ao código do Anexo M.....	105
ANEXO O: Código em MATLAB para treinar e testar os MSVRs .....	106
ANEXO P: Código em MATLAB para gerar as CAPSJs para indivíduos desconhecidos com o MSVR.....	107
ANEXO Q: Artigo – <i>Human knee joint walking pattern generation using computational intelligence techniques</i> .....	108
ANEXO R: Características dos indivíduos lesionados .....	118
ANEXO S: Código em MATLAB para a comparação das CAPSJs.....	119
ANEXO T: Manual de utilizador da GUI da 1ª fase do software .....	121
ANEXO U: Resultados da 1ª fase do software para os indivíduos normais .....	122
ANEXO V: Resultados da 1ª fase do software para os indivíduos lesionados .....	126
ANEXO W: Médias de referência para os índices de cada género.....	131
ANEXO X: Resultados da 2ª fase do software para os indivíduos normais .....	132

---

ANEXO Y: Resultados da 2ª fase do software para os indivíduos lesionados.....	134
ANEXO Z: Código desenvolvido em MATLAB para representar graficamente os $I_{\text{Globais}}$ e GVS em função do $IS_{\text{RN}}$ e do $DTW_{\text{RN}}$ .....	137
ANEXO AA: Módulos dos vetores e distâncias dos indivíduos lesionados aos valores ideais .....	139
ANEXO AB: Artigo – <i>New gait index for anterior cruciate ligament reconstruction rehabilitation</i> .....	144



## ÍNDICE DE FIGURAS

Fig. 2.1 – Esquema do ciclo da marcha humana adaptado de (FT-MECANICABIOCIENCIAS, 2015) .....	5
Fig. 2.2 – CAPSJs dos ângulos do plano sagital dos joelhos (em graus), de três mulheres com uma marcha normal, em função do ciclo de marcha adaptado de (Gomes et al, 2005) .....	6
Fig. 2.3 – CAPSJ de referência da literatura (CRL) adaptada de (GAITANALYSISADPLOT, 2015).....	7
Fig. 2.4 – Sistema do estudo (Crea et al, 2014): (a) Constituintes do sistema, (b) funcionamento da unidade de transdução, (c) sistema montado no sapato .....	9
Fig. 2.5 – Esquema da disposição dos sensores do sapato da patente (Lind, 2014).....	11
Fig. 2.6 – Sistema <i>pedar</i> (NOVEL, 2014).....	11
Fig. 2.7 – Sistema Xsens ForceShoe (NASA, 2014).....	12
Fig. 2.8– Base instrumentada da patente presente no Anexo A .....	13
Fig. 2.9 – Análise cinemática da marcha de um indivíduo através do sistema utilizado em (Yun <i>et al</i> , 2013).....	14
Fig. 2.10 – Esquema do sistema descrito na patente (Lee e Jung, 2007) .....	15
Fig. 2.11 – Câmaras de captura de movimento: a) Vicon Vantage (VICON, 2015); b) Optotrak Certus (TSGDOC, 2015).....	15
Fig. 2.12 – Esquema do Sistema de análise de marcha do Qualisys (QUALISYS, 2015).....	16
Fig. 2.13 – Topografia da RNA multicamadas (SCIELO, 2015) .....	18
Fig. 2.14 – Esquema do neurónio da camada escondida (Hagan <i>et al</i> , 1996).....	18
Fig. 2.15 – Topologia da SLFN utilizada na ELM (Finker et al, 2014) .....	20
Fig. 2.16 – Tubo de regressão de uma função de regressão não linear (Ferreira <i>et al</i> , 2009)..	21
Fig. 3.1 – Sistema de análise cinemática: a) Esquema do sistema; b) Lado direito de um indivíduo durante o teste à marcha com o sistema .....	27
Fig. 3.2 – Posição das marcas passivas no lado esquerdo do indivíduo em estudo .....	27
Fig. 3.3 – Fluxograma do processamento das CAPSJs .....	28
Fig. 3.4 – CAPSJ: esquerda) com <i>offset</i> ; direita) sem <i>offset</i> .....	29
Fig. 3.5 – CAPSJ direito de um dos indivíduos: esquerda) antes do alinhamento; direita) após o alinhamento .....	30
Fig. 3.6 – CAPSJ esquerdo de um dos indivíduos: esquerda) antes do alinhamento; direita) após o alinhamento .....	30
Fig. 3.7 – CAPSJ esquerdo: esquerda) antes do alinhamento; meio) após alinhamento; esquerda) após a filtragem e o realinhamento .....	31

Fig. 3.8 – CAPSJs, de 5 velocidades de marcha, de um indivíduo normal: a) Feminino; b) Masculino.....	31
Fig. 3.9 – CAPSJs de um indivíduo a uma determinada velocidade de marcha: esquerda) – CAPSJ direito; direita) CAPSJ esquerdo .....	32
Fig. 3.10 – CAPSJs guardadas na matriz de saída: a) feminina; b) masculina.....	33
Fig. 3.11 - CAPSJs após remoção das duas CAPSJs que se afastavam do padrão médio: a) CAPSJs femininas; b) CAPSJs masculinas .....	34
Fig. 3.12 - CAPSJs, para cinco velocidades de marcha, geradas pela RNA feminina para a mulher com características que a TIC desconhece .....	37
Fig. 3.13 – CAPSJs, para cinco velocidades de marcha, geradas pela RNA masculina para o homem com características que a TIC desconhece.....	38
Fig. 3.14 – CAPSJs, para cinco velocidades de marcha, geradas pela ELM feminina para a mulher com características que a TIC desconhece .....	40
Fig. 3.15 – CAPSJs, para cinco velocidades de marcha, geradas pela ELM masculina para o homem com características que a TIC desconhece.....	41
Fig. 3.16 – CAPSJs, para cinco velocidades de marcha, geradas pelo MSVR feminino para a mulher com características que a TIC desconhece .....	43
Fig. 3.17 – CAPSJs, para cinco velocidades de marcha, geradas pelo MSVR masculino para o homem com características que a TIC desconhece.....	43
Fig. 3.18 – CAPSJs, para a mulher com características que as TICs desconhecem, geradas: a) pela RNA feminina; b) pela ELM feminina; c) pelo MSVR feminino.....	45
Fig. 3.19 – CAPSJs, para o homem com características que as TICs desconhecem, geradas: a) pela RNA masculina; b) pela ELM masculina; c) pelo MSVR masculino.....	46
Fig. 4.1 – Esquema geral do <i>software</i> desenvolvido.....	51
Fig. 4.2 – Esquema do <i>software</i> desenvolvido, com detalhe na fase do cálculo dos índices das CAPSJs.....	51
Fig. 4.3 – Resultados apresentados pela etapa do cálculo dos índices das CAPSJs, para um dos indivíduos lesionados.....	54
Fig. 4.4 – Esquema do <i>software</i> desenvolvido, com detalhe na fase do cálculo do $I_{Global}$ .....	55
Fig. 4.5 – Esquema do <i>software</i> desenvolvido, com detalhe na fase da distância dos índices ao ideal.....	58
Fig. 4.6 – Resultados das mulheres normais de referência em função do $IS_{RN}$ : cima) $GVS_{ELM}$ ; baixo) $I_{Global} (ELM)$ .....	62
Fig. 4.7 – Resultados das mulheres normais de referência em função do $DTW_{RN}$ : cima) $GVS_{ELM}$ ; baixo) $I_{Global} (ELM)$ .....	63
Fig. 4.8 – Resultados dos homens normais de referência em função do $IS_{RN}$ : cima) $GVS_{ELM}$ ; baixo) $I_{Global} (ELM)$ .....	63

Fig. 4.9 – Resultados dos homens normais de referência em função do $DTW_{RN}$ : cima) $GVS_{ELM}$ ; baixo) $I_{Global (ELM)}$ .....	64
Fig. 4.10 – Resultados da mulher lesionada em função do $IS_{RN}$ : cima) $GVS_{ELM}$ ; baixo) $I_{Global}$ .....	64
Fig. 4.11 – Resultados da mulher lesionada em função do $DTW_{RN}$ : cima) $GVS_{ELM}$ ; baixo) $I_{Global (ELM)}$ .....	65
Fig. 4.12 – Resultados dos homens lesionados em função do $IS_{RN}$ : cima) $GVS_{ELM}$ ; baixo) $I_{Global (ELM)}$ .....	65
Fig. 4.13 – Resultados dos homens lesionados em função do $DTW_{RN}$ : cima) $GVS_{ELM}$ ; baixo) $I_{Global (ELM)}$ .....	66
Fig. A.1 – Painel da GUI da 1ª fase do <i>software</i> de comparação das CAPSJs .....	121





## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 3.1 – Características dos indivíduos normais femininos .....	26
Tabela 3.2 – Características dos indivíduos normais masculinos .....	26
Tabela 3.3 – Dimensões das matrizes de entrada e de saída, das TICs .....	34
Tabela 3.4 – Características da matriz de entrada feminina .....	34
Tabela 3.5 – Características da matriz de entrada masculina .....	35
Tabela 3.6 – Resultados estatísticos de teste das TICs femininas selecionadas.....	44
Tabela 3.7 – Resultados estatísticos de teste das TICs masculinas selecionadas.....	44
Tabela 3.8 – Tempo médio de geração de cada uma das TICs testadas.....	47
Tabela 4.1 – Características dos indivíduos lesionados do género masculino .....	50
Tabela 4.2 – Limites de referência dos $I_{Global}$ e GVS, para cada um dos géneros .....	57
Tabela 4.3 – IS e DTW de referência entre as CAPSJs direito e esquerdo, reais, para cada um dos géneros .....	59
Tabela 4.4 – Limites no eixo das abcissas, da área delimitada para as variáveis $IS_{RN}$ e $DTW_{RN}$ .....	61
Tabela 4.5 – Análise dos indivíduos lesionados segundo o $GVS_{ELM}$ , e o $I_{Global} (ELM)$ .....	67
Tabela 4.6 - $D_R$ dos indivíduos lesionados segundos os índices estudados, em função do seu estado de marcha .....	68
Tabela 4.7 – Comparação da $D_R$ dos indivíduos lesionadas classificados como recuperados .	68
Tabela 4.8 – Comparação da $D_R$ dos indivíduos lesionadas classificados como ainda não recuperados.....	69
Tabela A.1 – Características dos indivíduos normais do género feminino e masculino .....	87
Tabela A.2 – Resultados dos testes das RNAs femininas .....	91
Tabela A.3 – Resultados dos testes das RNAs masculinas .....	93
Tabela A.4 – Resultados das ELMs femininas.....	98
Tabela A.5 – Resultados das ELMs masculinas.....	101
Tabela A.6 – Características dos indivíduos lesionados do género feminino e masculino ....	118
Tabela A.7 – Resultados, da 1ª fase do <i>software</i> , dos indivíduos normais com base nas CAPSJs reais .....	122
Tabela A.8 – Resultados, da 1ª fase do <i>software</i> , dos indivíduos normais com base nas CAPSJs geradas pela ELM e nas CAPSJs reais.....	124
Tabela A.9 – Resultados, da 1ª fase do <i>software</i> , dos indivíduos lesionados com base nas CAPSJs reais .....	126

---

Tabela A.10 – Resultados, da 1ª fase do <i>software</i> , dos indivíduos lesionados com base nas CAPSJs geradas pela ELM e nas CAPSJs reais .....	128
Tabela A.11 – Médias de referência de cada um dos índices, para cada um dos géneros .....	131
Tabela A.12 – Resultados dos indivíduos normais de referência, com a 2ª fase do <i>software</i> .....	132
Tabela A.13 – Resultados, da 2ª fase do <i>software</i> , dos indivíduos lesionados .....	134
Tabela A.14 – Módulos dos vetores e distâncias dos indivíduos lesionados aos valores ideais, dos índices do eixo das ordenadas em função do $IS_{RN}$ .....	139
Tabela A.15 – Módulos dos vetores e distâncias dos indivíduos lesionados aos valores ideais, dos índices do eixo das ordenadas em função do $DTW_{RN}$ .....	141

## **SIMBOLOGIA**

C – Importância dos valores fora do tubo de regressão

$R^2$  – Coeficiente de determinação

$\varepsilon$  – Raio do tubo da função de regressão

$\rho$  – Coeficiente de Regressão

$\Upsilon$  – Largura da *Gaussian Kernel*



## ABREVIATURAS

$\overline{DTW}_{REF}$  – DTW médio de referência

$\overline{I}_{EC}^{REF}$  – Média dos  $I_{EC}$  de referência

$A_{0-50}$  – Área da CAPSJ entre 0 e 50% do ciclo da marcha

$A_{50-100}$  – Área da CAPSJ entre 50 e 100% do ciclo da marcha

$A_{Dev}$  – Área da derivada

$Amp_{0-50}$  – Amplitude máxima da CAPSJ entre 0 e 50% do ciclo da marcha

$Amp_{50-100}$  – Amplitude máxima da CAPSJ entre 50 e 100% do ciclo da marcha

AVC – Acidente Vascular Cerebral

CAPSJ – Curva dos Ângulos do Plano Sagital do Joelho

$C_{Dev}$  – Centro da derivada

CoF – Centro de Forças

CoP – Centro de Pressão

CPU – *Central Processing Unit*

CRL – Curva de Referência da Literatura

DE – Densidade Espectral

DFT – *Discrete Fourier Transform*

$D_I$  – Diferença entre os  $I_C$ s

$D_{ideal}$  – distância ao ideal

DTW – *Dynamic Time Warping*

$DTW_{RN}$  – DTW real normalizado

ELM – *Extreme Learning Machine*

EMG – Eletromiografia

FBNN – *FeedForward backpropagation neural Network*

FRS – Força de Reação ao Solo

GDI – *Gait Deviation Index*

GGI – *Gillette Gait Index*

GPS – *Gait Profile Score*

GRNN – *Generalized Regression Neural Network*

GVS – *Gait Variable Score*

$I_C$  – Índice da cada CAPSJ

$I_{EC}$  – Índice entre CAPSJs

$I_{Global}$  – Índice Global

IS – Índice de Simetria

$IS_{RN}$  – IS real normalizado

LED – *Light Emitting Diode*

MAP – *Movement Analysis Profile*

MSE – *Mean Square Error*

MSVR – *MultiOutput Support Vector Machine*

RMS – *Root Mean Square*

RMSD – *Root Mean Square Deviation*

RNA – Rede Neuronal Artificial

SLFN – *Single-hidden Layer Feedforward Network*

SVM – *Support Vector Machine*

TIC – Técnica de Inteligência Computacional

USB – *Universal Serial Bus*

WS – *Wearable Sensors*

## 1. CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

A marcha humana consiste num conjunto de movimentos complexos, realizados por várias partes do corpo, que se repetem ao longo do tempo. Esta complexidade de movimentos dificulta a análise da marcha responsável por reconhecer padrões de marcha normais e padrões de marcha patológicos. Os padrões de marcha patológicos são constituídos por CAPSJ com valores muito diferentes dos valores normais da CAPSJ, que surgem devido a movimentações limitadas das articulações durante a marcha.

A identificação de limitações da marcha e a medição do seu grau de severidade são dois pontos úteis para o trabalho realizado pelos médicos de reabilitação da marcha das áreas de desporto e de fisioterapia. No desporto as limitações da marcha resultam de lesões ocorridas durante a atividade desportiva, como por exemplo a rutura do ligamento cruzado anterior do joelho durante um jogo de futebol. Na fisioterapia as limitações da marcha surgem devido a efeitos causados por (Xu *et al*, 2012): doenças neurodegenerativas como o Parkinson, tumores cerebrais, doenças neuromusculares, doenças cardíacas, AVCs, doenças derivadas da idade, etc. (Muro-de-la-Herran *et al*, 2014).

Uma análise da marcha específica, ou seja, uma análise que compare as CAPSJ de um indivíduo com as CAPSJ que este indivíduo devia apresentar caso apresentasse uma marcha normal, permite obter melhores conclusões sobre o seu estado da marcha e desta forma selecionar os melhores métodos e técnicas de reabilitação que permitem curar o indivíduo de forma mais eficiente.

Nos três subcapítulos que se seguem encontram-se descritos os objetivos do projeto desenvolvido, as publicações realizadas ao longo deste e a estrutura deste relatório que descreve o referido projeto, sendo que os subcapítulos são dispostos pela ordem em que aqui foram apresentados.

### 1.1. Objetivos

O projeto descrito neste relatório foi desenvolvido com a ambição de atingir dois objetivos principais: 1) selecionar uma técnica de inteligência computacional (TIC) capaz de gerar as CAPSJs de indivíduos com características que as TICs desconhecem e 2) desenvolver um índice de marcha capaz de avaliar a severidade das patologias da marcha de forma a identificar os joelhos e as velocidades de marcha que apresentam limitações no momento de análise do indivíduo.

Cada um dos objetivos principais foi constituído por vários objetivos secundários. O primeiro objetivo principal teve como objetivos secundários: recolher as CAPSJs de indivíduos com uma marcha normal detentores de diferentes características físicas, a diferentes velocidades, através de um sistema de passadeira rolante; treinar e testar três TICs, RNA, ELM e MSVR, com os dados dos indivíduos com marcha normal; comparar os resultados das TICs com a CAPSJ da literatura; e selecionar as TICs capazes de gerar as CAPSJs para cada um dos géneros, feminino e masculino.

Os objetivos secundários do segundo objetivo principal foram os seguintes: recolher as CAPSJs de indivíduos que sofreram uma rutura no ligamento cruzado anterior de um dos joelhos, com o sistema de análise cinemática; desenvolver um *software* capaz de comparar as CAPSJs dos indivíduos com as CAPSJs geradas pela TIC selecionada, calculando para tal diferentes parâmetros entre as CAPSJs; desenvolver um índice com base nos parâmetros calculados, capaz de classificar a severidade da patologia da marcha para os dois joelhos a diferentes velocidades; comparar os resultados da análise da marcha dos indivíduos que sofreram uma rutura no ligamento cruzado anterior num dos joelhos com o índice desenvolvido e um dos índices da literatura.

Para além dos objetivos traçados para o projeto, ao longo deste surgiram outros quatro objetivos complementares: participar na elaboração de uma patente para um sapato instrumentado de análise da marcha; elaborar um artigo a descrever o primeiro objetivo principal do projeto; participar numa conferência de Bioengenharia para apresentar este mesmo objetivo principal; e elaborar um artigo a descrever o segundo objetivo principal do projeto.

## 1.2. Publicações efetuadas

Ao longo deste projeto participou-se na realização de uma patente (Anexo A) sobre um sapato instrumentado, descrito mais à frente neste relatório. Neste Anexo A não se encontra todo o conteúdo da patente pois o processo de pedido definitivo da patente, na altura da elaboração deste relatório, ainda se encontrava a decorrer, pelo que, de forma a proteger o produto patenteado foi removida do Anexo A toda a informação que descrevia em detalhe o produto.

No âmbito das apresentações de trabalhos científicos organizadas para o 4º Encontro Nacional de Bioengenharia IEEE 2015, participou-se na elaboração de dois *abstracts*, publicados, um sobre o sapato instrumentado patenteado (Sobral *et al*, 2015) e outro sobre um *software* de análise cinemática da marcha humana que comparava a CAPSJ de um indivíduo, com a CAPSJ gerada pela RNA para o mesmo indivíduo (Vieira *et al*, 2015). Este segundo *abstract* foi desenvolvido com base nos primeiros passos de trabalho realizados, que permitiram dar origem a todo o trabalho descrito nos capítulos 3 e 4 deste relatório. Em conjunto com estes *abstracts* também participou-se na realização de um *poster* para cada um deles e nas respetivas apresentações decorridas no referido encontro.

O Anexo Q apresenta um artigo intitulado “*Human knee joint walking pattern generation using computational intelligence techniques*” que se elaborou em conjunto com as pessoas nomeadas neste, a relatar o trabalho e as conclusões descritas no capítulo 3 deste relatório. O Anexo AB apresenta outro artigo intitulado de “*New gait index for anterior cruciate ligament reconstruction rehabilitation*” que foi elaborado pelos mesmos autores do artigo do Anexo Q e descreve o trabalho e as conclusões apresentadas no capítulo 4 deste relatório. No momento de elaboração deste relatório os referidos artigos encontravam-se submetidos para avaliação em revista.



### 1.3. Estrutura do relatório

No início deste relatório, capítulo 2, é apresentada uma revisão da literatura sobre os vários assuntos nomeados ao longo de todo o trabalho desenvolvido neste projeto. Neste capítulo começa por ser descrito de forma resumida em que consiste o ciclo da marcha do ser humano e qual o movimento angular que o joelho apresenta ao longo desse ciclo. De seguida são apresentados dois tipos de *hardwares* que permitem realizar a análise cinética e cinemática da marcha. Posteriormente são apresentados alguns estudos publicados sobre TICs utilizadas em aplicações biomédicas e são descritas as três TICs que foram utilizadas neste projeto. No final do capítulo 2 são apresentados indicadores existentes na literatura que permitem realizar a análise da marcha humana.

No capítulo 3 são apresentados os indivíduos com marcha normal cujos dados foram utilizados para treinar e testar as três TICs estudadas. Sendo que os dados destes indivíduos foram recolhidos através de um sistema de passadeira rolante descrito no início deste mesmo capítulo. Posteriormente é descrito o comportamento das CAPSJs dos indivíduos com a variação da velocidade de marcha. No final do capítulo é apresentado o treino e o teste das três TICs e os seus resultados são comparados de forma a escolher a melhor TIC para gerar as CAPSJs para cada um dos géneros, feminino e masculino.

O capítulo 4 apresenta os dados recolhidos de indivíduos, que sofreram uma rutura no ligamento cruzado anterior num dos joelhos, e descreve o *software* desenvolvido que permite comparar as CAPSJs dos indivíduos com as CAPSJs geradas pela TIC, selecionadas no capítulo anterior, para esses mesmos indivíduos. Os resultados obtidos desta comparação são posteriormente utilizados pelo *software* para calcular o índice de marcha desenvolvido neste projeto. Posteriormente é realizada a análise da marcha dos indivíduos lesionados através do índice desenvolvido e de um dos índices da literatura, cujos resultados são comparados de forma a avaliar qual dos índices permite uma melhor análise da severidade da patologia destes indivíduos. No final do capítulo 4 é realizada uma análise comparativa da severidade da patologia de cada um dos indivíduos que sofreram a lesão no joelho.

No capítulo 5 são apresentadas as conclusões do projeto desenvolvido e os trabalhos que podem ser desenvolvidos no futuro, com base neste projeto.



## 2. CAPÍTULO 2 – REVISÃO DA LITERATURA

Neste capítulo é realizada uma revisão da literatura sobre os assuntos referidos ao longo deste relatório, de forma a ajudar a entender o trabalho realizado e a conhecer o estado atual de alguns dos métodos utilizados, ou seja, de forma a proporcionar um enquadramento do tema do projeto desenvolvido.

No sub-subcapítulo 2.1. é descrito de forma sucinta o ciclo da marcha humana; no subcapítulo 2.2. é apresentada a CAPSJ humano; no subcapítulo 2.3. são apresentados alguns dos *Hardwares* utilizados na análise da marcha humana, realçando os sapatos instrumentados e o sistema da passadeira rolante; no subcapítulo 2.4 são apresentadas três Técnicas de Inteligência Computacional (TICs): a RNA, a ELM e o MSVR; e no subcapítulo 2.5 são apresentados alguns dos indicadores de marcha que indicam a severidade da patologia da marcha humana.

### 2.1. Ciclo da marcha humana

A marcha consiste na translação do corpo como um todo provocada pelo movimento rítmico dos vários segmentos que constituem o corpo humano. Esta é descrita por um padrão cíclico que se repete em cada ciclo de marcha que o indivíduo executa (Sousa, 2010).

Um ciclo de marcha (Fig.2.1) é iniciado com o primeiro toque de um dos calcanhares no solo e termina quando o mesmo calcanhar toca o solo pela segunda vez (Gomes *et al*, 2005). Durante um ciclo cada extremidade inferior passa por duas fases: uma fase de apoio (0-60% do ciclo) e uma fase de balanço (60-100% do intervalo do ciclo) (Sousa, 2010), (Gomes *et al*, 2005).

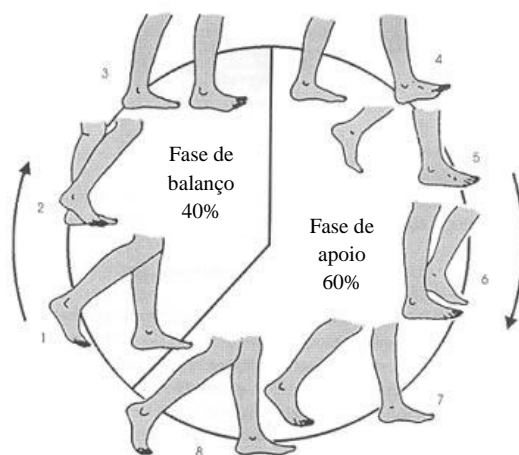


Fig. 2.1 – Esquema do ciclo da marcha humana adaptado de (FT-MECANICABIOCIENCIAS, 2015)

A fase de apoio inicia-se com o contacto do pé com o solo e termina quando este contacto deixa de existir (Sousa, 2010). Esta fase pode ser dividida: em primeiro duplo apoio (0-10%)

(pontos 4 e 5 da Fig. 2.1), apoio simples (10-50%) (pontos 6 e 7 da Fig. 2.1) e segundo duplo apoio (50-60%) (ponto 8 da Fig. 2.1) (Gomes *et al*, 2005).

A fase de balanço inicia-se quando o pé deixa de estar em contacto com o solo e termina antes do mesmo pé entrar em contacto com o solo, ou seja, corresponde ao intervalo de tempo em que o pé não está em contacto com o solo (Sousa, 2010), (Gomes *et al*, 2005). A fase de balanço é composta por três fases: balanço inicial (ponto 1 da Fig. 2.1), balanço médio (ponto 2 da Fig. 2.1) e balanço terminal (ponto 3 da Fig. 2.1) (Gomes *et al*, 2005).

## 2.2. Análise da Curva dos Ângulos do Plano Sagital do Joelho (CAPSJ)

As várias articulações envolvidas na marcha humana são: os ombros, os cotovelos, os pulsos, a anca, os joelhos, os tornozelos, os calcanhares e os dedos dos pés. Porém neste trabalho apenas será estudado o movimento da articulação do joelho, cujo perfil da CAPSJ se encontra representada na Fig.2.2, que representa as CAPSJs de três mulheres com uma marcha normal analisadas em (Gomes *et al*, 2005). Estas CAPSJs apresentam os valores dos ângulos formados pelo joelho ao longo de um ciclo de marcha.

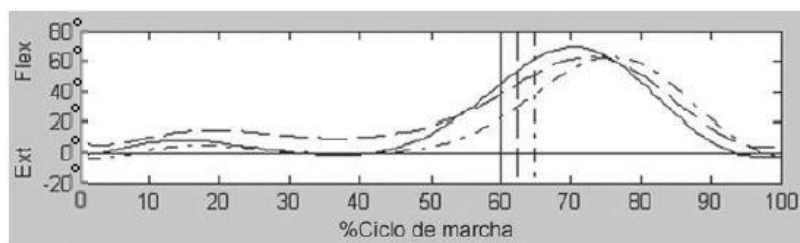


Fig. 2.2 – CAPSJs dos ângulos do plano sagital dos joelhos (em graus), de três mulheres com uma marcha normal, em função do ciclo de marcha adaptado de (Gomes *et al*, 2005)

A Fig.2.2 mostra que o movimento do joelho é descrito por duas flexões. A CAPSJ inicia-se com o valor próximo de zero, que consiste no contacto inicial, sendo seguido pela primeira onda de flexão que descreve o primeiro duplo apoio, responsável por absorver o choque, auxiliar a transferência de peso e encurtar o comprimento do membro inferior. A primeira onda de flexão é seguida pelo apoio simples no qual ocorre a extensão dos joelhos. Com o segundo duplo apoio inicia-se a segunda onda de flexão, que atinge o seu valor máximo no início da fase de balanço, para auxiliar o afastamento do pé ao solo. Por fim a amplitude da CAPSJ diminui até o membro começar um novo contacto inicial (Gomes *et al*, 2005).

Na Fig.2.3 encontra-se representada uma CAPSJ que descreve o movimento médio que se espera que um indivíduo normal, ou seja, livre de limitações e patologias da marcha, execute. Esta CAPSJ foi retirada de (GAITANALYSISADPLOT, 2015) e é considerada ao longo deste relatório como a CAPSJ de referência da literatura (CRL). A CRL é utilizada no capítulo 3 para auxiliar na avaliação dos resultados obtidos pelas TICs.

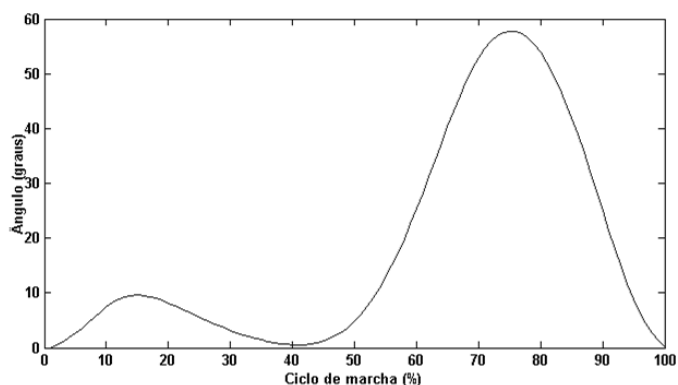


Fig. 2.3 – CAPSJ de referência da literatura (CRL) adaptada de (GAITANALYSISADPLOT, 2015)

Os médicos e os fisioterapeutas utilizam uma CAPSJ tipo a CRL para analisar os seus pacientes. Sendo que as CAPSJs com um pequeno desvio em relação à CRL não indicam nenhuma patologia, mas grandes desvios já representam patologias, sendo que quanto maior o desvio maior a severidade da patologia.

### 2.3. Sistemas de análise cinética e cinemática da marcha humana

A investigação sobre sistemas capazes de analisar a marcha humana tem aumentado e evoluído ao longo dos anos, de onde resulta um elevado número de estudos publicados, patentes e produtos lançados no mercado.

A análise da marcha pode ser realizada através de sistemas montados em laboratório ou de sistemas possíveis de utilizar em ambiente aberto (Xu *et al*, 2012) ou em alguns casos através da junção destes dois (Muro-de-la-Herran *et al*, 2014). Ao nível laboratorial existem diversas técnicas que permitem esta análise como: câmara estereográfica para acoplamento 3D de cinemáticas com marcadores ativos ou passivos ligados ao indivíduo, placas com sensores de força colocadas no chão (Lincoln *et al*, 2012) e passadeiras rolantes (Najafi *et al*, 2011) para medir a força de reação ao solo (FRS) e o centro de pressão (CoP), e sistemas de eletromiografia (EMG) para estimar a ativação muscular (Lincoln *et al*, 2012). As técnicas de laboratório necessitam de instalações de investigação com condições ambiente controladas onde os equipamentos/sensores são colocados em determinados pontos que permitem a captura da marcha do indivíduo que se movimenta num determinado local selecionado (Muro-de-la-Herran *et al*, 2014), as dimensões deste local por vezes podem limitar o número de ciclos de marcha monitorizados (Howell, 2012). O controlo necessário ter neste tipo de análise pode deixar o indivíduo em estudo desconfortável levando a produzir um estilo de marcha que não traduz o seu estilo de marcha natural, o que resulta na recolha de dados errados e tendenciosos. Para além disso trata-se de uma análise dispendiosa devido a todo este controlo, aos equipamentos adquiridos (Xu *et al*, 2012) e à necessidade de pessoas qualificadas para lidar com os equipamentos e para fazer a análise. Porém a análise em laboratório é das análises mais utilizadas devido à sua elevada precisão (Howell, 2012).

A análise em ambiente aberto é realizada através de sensores que o indivíduo em estudo transporta consigo para qualquer lado e ao longo do dia-a-dia, conhecidos com *Wearable Sensors* (WS). Existem diversos tipos de WS que permitem a análise da marcha como:

acelerómetros, giroscópios, sensores de força, extensómetros e eletromiografia (Muro-de-la-Herran *et al*, 2014). Estes sensores podem ser inseridos na roupa, no calçado ou em pequenos acessórios (Najafi *et al*, 2011) que podem ser colocados em diversas partes do corpo como: nos pés, nos joelhos e na cintura. Os WS permitem monitorizar a marcha do indivíduo durante as suas atividades diárias (Muro-de-la-Herran *et al*, 2014), através de diferentes pisos (Najafi *et al*, 2011) e ao longo de extensos períodos de tempo (Muro-de-la-Herran *et al*, 2014). Comparando os WS com os sensores utilizados em laboratório, os WS são mais baratos, não necessitam de unidades estáticas (Najafi *et al*, 2011) nem de um ambiente controlado, funcionam com ligações sem fios e promovem autonomia e um papel ativo por parte do indivíduo em estudo. Os WS funcionam com alimentação a baterias que possuem uma duração limitada e estão suscetíveis a ruído e a interferências externas. Outras limitações que os WS apresentam são: possuírem algoritmos complexos e só permitirem a análise de um número de parâmetros de marcha limitado (Muro-de-la-Herran *et al*, 2014).

Ao longo deste trabalho foi estudado, em particular, um dos sistemas de ambiente aberto, o calçado instrumentado, e foi utilizado uma dos sistemas de laboratório, o sistema composto por uma passadeira rolante, duas câmaras e vários marcas passivas. Os próximos dois sub-sub-capítulos 2.3.1. e 2.3.2. apresentam uma revisão literatura para o calçado instrumentado e para o sistema da passadeira rolante, respetivamente.

### **2.3.1. Calçado instrumentado para análise cinética da marcha humana**

Ao longo dos anos têm sido apresentados diversos sistemas de monitorização constituídos por sapatos ou palmilhas, com o objetivo de analisar diversos parâmetros da marcha humana, destacando-se a FRS e o CoP. Todos estes sistemas têm de ser ajustáveis ao tamanho do pé do indivíduo em estudo para não alterem a sua marcha natural (Lincoln *et al*, 2012). Estes sistemas podem ser utilizados em: instituições de *design* de sapatos, ortopedia, reabilitação, análise da cinemática da marcha, monitorização da carga durante muito tempo, etc. (NOVEL, 2014).

De seguida são apresentados alguns estudos, patentes e produtos comercializados ao nível dos calçados instrumentados:

#### **➤ Estudos publicados sobre os calçados instrumentados:**

Em 2010, o estudo (Shu *et al*, 2010) apresenta uma palmilha constituída por duas camadas de espuma que alojam uma placa polimérica com 6 sensores resistivos, posicionados na zona do calcanhar e do metatarso, que são as zonas onde é exercida uma maior pressão durante a marcha. Em 2011, o estudo (Pfaffen *et al*, 2011) apresenta o sistema Planipes formado por uma palmilha constituída por 16 sensores resistivos, ligados a uma placa de circuitos responsável por controlar o processo de amostragem e enviar os dados recolhidos via *Bluetooth*. Este sistema tem como objetivo fornecer o mapa da distribuição de pressões no pé, o CoP e as CAPSJs de pressão na região do ante pé e do calcanhar.

O estudo (Howell, 2012) desenvolvido em 2012, descreve uma palminha composta por 12 sensores distribuídos de forma a medir a FRS, o momento do tornozelo e a evitar locais que não forneciam informação relevante ou que causavam a saturação do sensor.

Também em 2012 é apresentado o sistema *Smart Insol* (Xu *et al*, 2012) constituído por 48 sensores de pressão, que permitem obter o mapa de pressões; sensor de inércia (3-axis acelerómetros e 3-axis giroscópios), utilizados para obter informação do movimento; 3-axis bússola, utilizada para calibrar os sensores de inércia; e módulos de aquisição, transmissão, agregação e processamento do sinal.

Ainda em 2012 foi apresentado o estudo (Lincoln *et al*, 2012) que descreve uma palmilha elastomérica composta por 5 sensores táteis que utilizam fotomicrosensores, que analisam a marcha com base na intensidade de luz refletida pelo material refletor que se aproxima do detetor quando é aplicada uma carga no sensor. Esta palmilha também é capaz de detetar as cargas de cisalhamento através da adição de uma região de absorção na camada do refletor, que ao movimentar-se faz com que chegue mais ou menos radiação ao detetor.

Mais recentemente, em 2014, foi publicado o estudo (Crea *et al*, 2014) que apresenta um sistema composto por uma palmilha (Fig. 2.4) capaz de medir o CoP e a FRS. Esta palmilha é constituída por uma camada de silicone opaco dividido em 64 células, em que cada uma destas células cobre um díodo emissor de luz e um recetor de luz. Durante a marcha são aplicadas cargas na superfície superior da palmilha, que provocam a deformação da camada de silicone e faz com que a barreira que se encontra entre o díodo emissor e o recetor vai gradualmente impedindo a passagem da luz, fazendo com que os valores de luz medidos pelo recetor alterem com a carga aplicada.



Fig. 2.4 – Sistema do estudo (Crea *et al*, 2014): (a) Constituintes do sistema, (b) funcionamento da unidade de transdução, (c) sistema montado no sapato

➤ **Patentes publicadas na área dos calçados instrumentados:**

A patente (Avni e Sosman, 2001) descreve um dos WS para os pés, já patenteado, constituído por sensores de força incorporados numa palmilha ou sensores de pressão posicionados fora desta. Estes sensores são responsáveis por medir, em tempo real, a FRS vertical em diversos pontos do pé no momento em que o pé assenta no chão. A informação recolhida pelos sensores é enviada para um CPU que verifica a carga atual que o indivíduo está a exercer no

membro monitorizado e envia-lhe um *feedback* para este ajustar os valores que carga que está a aplicar, caso estes não se encontrem dentro dos valores normais.

Na patente (Kirtley, 2003) é apresentada uma palmilha leve e flexível, constituída por: sensores de força resistivos, distribuídos adequadamente pela palmilha; dois giroscópios piezoelétricos, que medem as velocidades angulares segundo os eixos, longitudinal e transversal; e dois acelerómetros biaxiais, que medem a aceleração segundo os três eixos. A informação recolhida pelos sensores permite calcular diversos parâmetros que permitem analisar e avaliar a marcha do indivíduo, como: a energia do tornozelo, o número de ciclos de marcha e o excesso de pronação/supinação.

A patente (Farrington *et al*, 2004) descreve uma palmilha composta por uma camada de material elastomérico e isolador que separa duas camadas condutoras. Quando é aplicada uma força sobre uma determinada zona da palmilha, as camadas condutoras dessa zona entram em contacto através dos filamentos condutores existentes no interior da camada isoladora, reduzindo a resistência do material.

Na patente (Avin *et al*, 2008) é descrita uma palmilha constituída por sensores de pressão e pelo menos dois espaços independentes preenchidos por um fluido ou um gás, que os sensores utilizam para medir a pressão aplicada. Após conversam da pressão medida para um valor de peso é enviado um *feedback* ao indivíduo indicando o grau de força exercido.

As patentes (Collins *et al*, 2008) e (Terrafranca, Jr. *et al*, 2010) descrevem um sistema capaz de monitorizar continuamente e em tempo real a pressão e a força do pé, assim como permite alertar o indivíduo quando os valores medidos ultrapassam os limites definidos. O sistema é constituído por um conjunto de sensores que podem ser sensores de pressão, fisiológicos e biomecânicos. Estes sensores podem ser dispostos de várias formas que permitem medir mais dados e obter redundância destes, útil quando algum dos sensores deixa de funcionar. Sendo que alguns dos sensores redundantes só são ligados quando o sistema deteta que algum dos sensores deixou de funcionar.

Na patente (Wilson *et al*, 2014) é apresentado um sistema constituído por um conjunto de sensores de pressão e um transmissor responsável por enviar os valores de pressão e tempo registado, que podem ser colocados num sapato ou numa inserção removível deste. Este sistema permite calcular a pressão média de cada sensor, a pressão média de cada par de sensores constituído por um sensor de cada um dos pés, fazer comparações entre os valores calculados e classificar os sensores em diferentes categorias de pressão para cada fase da marcha.

O sapato apresentado na patente (Lind, 2014) é constituído por dois sensores de FRS que podem ser fixados na parte de baixo dos sapatos, um na zona dos dedos dos pés e outro na zona do calcanhar, (Fig.2.5) ou então podem ser integrados na sola do sapato durante o seu fabrico. Cada sensor é constituído por duas placas intercaladas por células de carga verticais, responsáveis por medir a força perpendicular ao solo, e horizontais, que medem as forças paralelas ao solo. O posicionamento das células entre as placas é feito de forma ao sensor ser insensível às forças fora dos eixos, para aumentar a precisão das células. Os dados recolhidos



pelos sensores podem ser guardados numa base de dados local ou podem ser enviados, por exemplo por *wireless*, para uma base de dados remota.

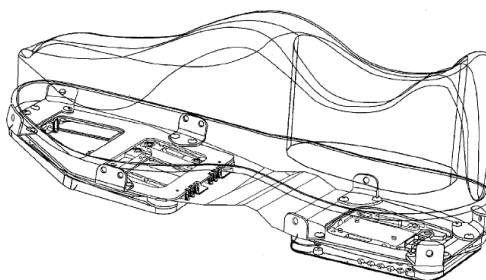


Fig. 2.5 – Esquema da disposição dos sensores do sapato da patente (Lind, 2014)

➤ **Produtos comercializados na área dos calçados instrumentados:**

No mercado já é possível encontrar alguns sistemas que permitem a análise da marcha ao nível dos pés, como o sistema *paroTec*, que consiste numa palmilha que permite medir a pressão do pé parado e em movimento (PAROMED, 2014); e o sistema *pedar* (Fig.2.6), que consiste numa palmilha capaz de monitorizar cargas locais entre o pé e o sapato através da medição da distribuição de pressões. O sistema *pedar* (Fig.2.6) possui um cartão SD, transportado à cintura do indivíduo, onde guarda os dados recolhidos pelos sensores incorporados na palmilha e pode transmitir estes dados por fibra ótica ou cabo USB para o computador ou por *Bluetooth* para um telemóvel. Para além disso o sistema é capaz de fornecer um *feedback* de áudio quando o valor de pressão e força medido que ultrapassem o valor limite estipulado para o indivíduo em estudo (NOVEL, 2014).



Fig. 2.6 – Sistema *pedar* (NOVEL, 2014)

O sistema F-SCAN, disponível no mercado, consiste numa fina película de sensores de alta resolução colocada no interior do sapato, capaz de fornecer a pressão dinâmica, a força e o tempo durante a marcha. O sistema pode ser sincronizado com vídeos da análise de marcha, EMG e sistemas de captura de movimento 3D. O F-SCAN fornece: gráfico força/tempo, perfis de pressão em tempo real, posição e trajetórias do centro de forças (CoF) (TEKSCAN, 2014). Já o sistema PedAlert consiste numa membrana sensor colocada num sapato capaz monitorizar a força em todo o pé ou de forma independente a força do ante pé, do calcanhar e de todo o pé. O PedAlert possui um *feedback* para alertar o indivíduo caso o limite de peso estabelecido seja ultrapassado (ORBITEC, 2014).

O sistema Xsens ForceShoe comercializado (Fig.2.7), consiste num sapato capaz de medir forças a três dimensões, o binário debaixo do pé e a cinemática do pé. O sapato possui rastreadores de movimento e sensores de força 3D colocados na sola do sapato. Os dados recolhidos são enviados, em tempo real, por *wireless* para um *software* da Xsens (NASA, 2014).



Fig. 2.7 – Sistema Xsens ForceShoe (NASA, 2014)

Toda esta literatura sobre a análise da marcha ao nível dos pés e outros documentos analisados na mesma área, foram utilizados escrever a patente de um sapato instrumentado que elaborei em conjunto com outras pessoas, nomeadas na patente apresentada no Anexo A. O Anexo A não apresenta todo o conteúdo da patente pois ainda se encontra em processo de submissão e aprovação, assim sendo os dados que podem por em causa o produto patenteado não se encontram descritos. O sapato instrumentado patenteado resulta de um projeto intitulado “Sapato Instrumentado para a Caracterização e Análise da Marcha Humana”, financiado pelo programa INOV.C 2014. Sendo que a instituição proponente foi o Instituto Superior de Engenharia de Coimbra (ISEC), que contou com a parceria do Instituto de Sistemas e Robótica (ISR) de Coimbra e da empresa *Active Space Technologies*.

O sistema patenteado consiste numa base de calçado instrumentada (Fig.2.8) com o objetivo de analisar, caracterizar e classificar a marcha humana. O sistema é constituído por duas partes ligadas, de forma a constituírem uma única plataforma, capaz de realizar leituras de dados em separado, de diferentes partes do pé. Este dispositivo possui um conjunto de sensores capazes de determinar as três componentes da FRS e localizar o CoP, ao longo da marcha. Os sensores encontram-se dispostos de forma específica que permitem calcular as forças horizontais e as forças verticais, reduzindo o número de sensores do sistema. A arquitetura do sapato instrumentado está construída de forma a obter boas medições, sem afetar a marcha humana. Sendo que esta base de calçado pode ser incorporada em qualquer tipo de sapato raso existente ou na sola deste durante a sua manufatura. Os dados recolhidos pelo sistema são posteriormente enviados através de um protocolo de comunicação sem fios para um computador ou dispositivo eletrónico. Este sapato pode ser utilizado na medicina física, na medicina de reabilitação, no desporto e nos jogos.

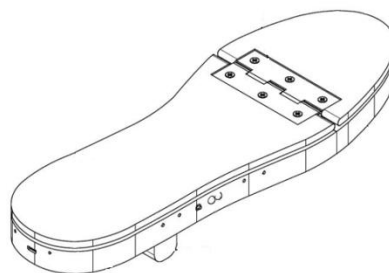


Fig. 2.8– Base instrumentada da patente presente no Anexo A

Ao longo deste projeto também participou-se em várias reuniões decorridas na empresa *Active Space Technologies*, com o objetivo de melhorar o protótipo do sapato. Finalmente ainda no âmbito do sapato instrumentado, participou-se na realização de um resumo (Sobral *et al*, 2015) e de um *poster* para uma apresentação de trabalhos científicos realizada no 4º Encontro Nacional de Bioengenharia IEEE 2015.

### 2.3.2. Sistemas de análise cinemática da marcha humana

As passadeiras rolantes para a análise cinemática da marcha são muito utilizadas para treinar a marcha, permitindo que o indivíduo ande a diferentes velocidades sem ter de sair do mesmo local. Contudo com a junção de mais alguns equipamentos à passadeira rolante é possível analisar a marcha do indivíduo que anda sobre a passadeira.

De seguida são descritos alguns estudos, patentes e produtos comercializados de sistemas de análise cinemática:

#### ➤ Estudos publicados sobre sistemas de análise cinemática da marcha:

O estudo descrito em (Kumar *et al*, 2010) relata um sistema simples, de baixo custo e com boa precisão, capaz de medir e analisar as características da análise cinemática da marcha. Este sistema é constituído por uma câmara para adquirir as imagens, marcadores ativos posicionados na anca, joelhos e tornozelos e um *software* desenvolvido em LabVIEW. Cada marcador é composto por 4 LEDs (*Light Emitting Diode*), organizados de forma a parecerem um único grande círculo à distância. O *software* é responsável por determinar os vários parâmetros espaço-temporais da marcha: ângulo de flexão; trajetória do movimento da articulação; comprimento, tempo e velocidade do ciclo de marcha; cadência e deslocamento vertical.

Em (Mihradi *et al*, 2011) é descrito o desenvolvimento de um sistema um sistema de análise 3D da marcha. O sistema é composto por: duas câmaras, uma responsável por registar o plano sagital e outra por registar o plano frontal; 2 computadores, cada um ligado a uma das câmaras; 7 marcadores LED, posicionados na pélvis, anca, joelho, tíbia, maléolo e na lateral exterior do pé, do membro inferior direito; um tapete; uma *flash lighter*; e um *software* de processamento de imagem.

A análise cinemática descrita em (Yun *et al*, 2013) é realizada através de sistema composto por 8 câmaras, uma passadeira rolante e 15 marcas posicionadas nos membros inferiores dos indivíduos (Fig.2.9).



Fig. 2.9 – Análise cinemática da marcha de um indivíduo através do sistema utilizado em (Yun *et al*, 2013)

O (Abbass e Abdulrahman, 2014) descreve a utilização de um sistema constituído por uma passadeira rolante, uma câmara, posicionada perpendicularmente à passadeira, e um *software* de análise de movimento, ‘Dart fish’. Este sistema foi utilizado para analisar o plano sagital da marcha de vários indivíduos. Sendo que o objetivo deste estudo era obter a aparência ideal da cinemática da marcha humana, ou seja, os valores cinemáticos que os indivíduos com uma marcha normal apresentam. O sistema obtém as cinemáticas do joelho e da anca, e vários parâmetros espaço-temporais da marcha: comprimento do passo, que corresponde à distância entre o apoio de um pé até à colocação do pé contrário no solo; comprimento do ciclo da marcha; duração do ciclo da marcha; e cadência.

➤ **Patentes publicadas na área dos sistemas de análise cinemática da marcha:**

A patente (Jiang *et al*, 2006) descreve um sistema de análise de marcha que utiliza um computador, uma câmara monocular e marcadores posicionados nas articulações do indivíduo. Sendo que neste sistema são colocados dois marcadores em cada um das articulações, com cores e/ou formas diferentes, sendo que um é o principal e outro o adicional. O marcador adicional é utilizado como uma solução eficaz ao problema de auto-occlusão, que ocorre quando um membro oculta um dos marcadores.

A patente (Lee e Jung, 2007) apresenta um sistema (Fig.2.10) composto por uma passadeira rolante, que tem como objetivos medir os ângulos das articulações em tempo real e enviar os dados de marcha para o indivíduo em estudo durante a sua marcha, de forma a auxiliar no treino da marcha. Esta passadeira possui velocidades ajustáveis o que permite que seja utilizada por indivíduos em reabilitação. O sistema também possui na sua constituição meios de medição, fixados ao corpo do indivíduo que têm como função transferir os sinais do movimento. Sendo que os meios de medição devem de ser compostos por pelo menos um marcador fixo ao membro inferior e uma câmara adjacente à passadeira rolante para localizar o marcador e desta forma seguir o movimento do indivíduo na passadeira. Ou então, o meio de medição pode ser constituído por goniómetro elétrico que inclui uma barra flexível que flete com o membro inferior do indivíduo.

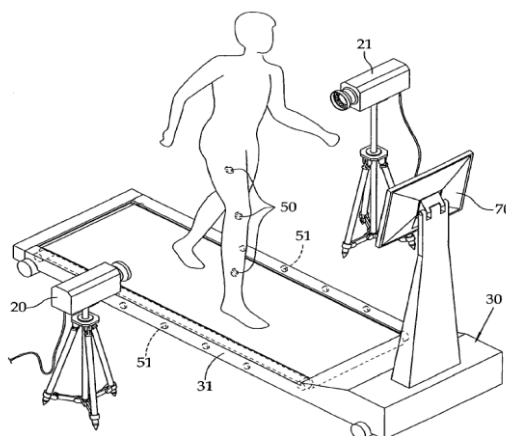


Fig. 2.10 – Esquema do sistema descrito na patente (Lee e Jung, 2007)

➤ **Produtos comercializados na área dos sistemas de análise cinemática da marcha:**

Ao nível comercial existem diversos equipamentos que podem ser utilizados para realizar a análise cinemática da marcha, como as câmaras Vicon Vantage (Fig.2.11a), que consistem em câmaras de captura de movimento, com boa resolução, velocidade de captura e precisão (VICON, 2015); e as câmaras Optotrak Certus (Fig.2.11b), que acompanham o movimento em tempo real através de um sistema de elevada velocidade de captura e elevada precisão espaço-temporal. A Optotrak Certus é muito utilizada na área da medicina, da biomecânica e dos avanços industriais (NDIGITAL, 2015).



Fig. 2.11 – Câmaras de captura de movimento: a) Vicon Vantage (VICON, 2015); b) Optotrak Certus (TSGDOC, 2015)

A Qualisys oferece um sistema de análise da marcha em laboratório (Fig.2.12), constituído por 8-12 câmaras, de elevada resolução, precisão e velocidade de captura, que cobrem um volume de captura de 4×2×1,5m (comprimento × largura × altura). As câmaras podem se posicionadas em suportes ou em sistemas de calhas. Este sistema pode incluir 1 a 4 plataformas de força para medir o CoP e o CoF ou pode incluir uma passadeira rolante para se poder analisar vários ciclos de marcha (QUALISYS, 2015).

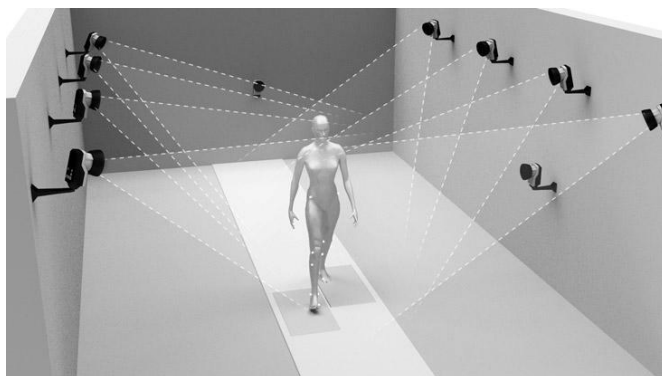


Fig. 2.12 – Esquema do Sistema de análise de marcha do Qualisys (QUALISYS, 2015)

No trabalho apresentado neste relatório foi utilizado um sistema constituído por duas câmaras posicionadas, uma de cada lado de uma passadeira rolante. Estas câmaras são responsáveis por capturar as imagens do indivíduo em andamento, que possuía várias marcas passivas colocadas no corpo. A escolha deste sistema de análise da marcha deveu-se a este ser um sistema de baixo custo que permite calcular os ângulos das articulações e outros ângulos 3D cruzados. No subcapítulo 3.2. será apresentado em maior detalhe este sistema de análise cinemática utilizado neste trabalho.

#### 2.4. Técnicas para geração do perfil da marcha humana

A análise da marcha de um indivíduo permite analisar perturbações existentes na marcha deste e conhecer a severidade destas perturbações. Para o médico/fisioterapeuta poder realizar esta análise necessita de comparar a CAPSJ do indivíduo com uma CAPSJ saudável de referência, que pode ser obtida por exemplo na literatura publicada na área. Contudo a utilização destas CAPSJs não permite obter uma análise específica, pois estas CAPSJs consistem numa média de CAPSJs de indivíduos normais que não consegue representar as diferenças causadas pelo facto dos indivíduos apresentarem diferentes características, que afetam a marcha: o género, a idade, as características do corpo, o estado emocional (Yun *et al*, 2014) e a velocidade da marcha. Portanto para uma análise clínica mais específica é necessário comparar as CAPSJs de marcha do indivíduo com as CAPSJs de referência que seriam de esperar para o indivíduo em causa (Luu *et al*, 2014) que este apresenta-se caso tivesse uma marcha normal.

Nos últimos anos, têm sido publicados alguns estudos desenvolvidos com o objetivo de avaliar a performance de algumas TICs na obtenção de CAPSJs de referência da marcha humana e na classificação desta.

O estudo descrito em (Muro-de-la-Herran *et al*, 2014) teve como objetivo desenvolver um modelo de geração do perfil da cinemática da marcha. O modelo utiliza um algoritmo de regressão Gaussiana que gera uma função de mapeamento entre as 14 entradas (idade, massa corporal, altura, género e 12 medidas retiradas dos membros inferiores) e as 14 saídas (padrão de cinemática da marcha). Os dados utilizados neste estudo foram obtidos através de um sistema constituído por 8 câmaras e conjuntos de marchas posicionadas nos membros inferiores dos indivíduos em estudo. Todos os testes foram obtidos a uma velocidade, considerada normal, de  $3\text{km.h}^{-1}$ .

O estudo apresentado em (Luu *et al*, 2014) descreve um modelo de geração do padrão de marcha para indivíduos específicos. Neste estudo foram utilizados dados de pessoas saudáveis sem nenhum problema neurológico nem nenhum problema na marcha. Estas pessoas realizaram o exame 10 vezes num tapete de 20m à sua velocidade de marcha lenta e ao seu compasso de marcha normal. Os dados foram obtidos por um sistema composto por câmaras de movimento e marcadores de reflexão. Utilizou a *Generalized Regression Neural Network* (GRNN) para obter as funções de mapeamento não linear entre os vetores de entrada (constituídos pelos parâmetros de marcha e os dados antropométricos dos indivíduos em estudo) e os coeficientes de Fourier dos vetores de saída (obtidos da análise, curvas de ângulos de cada articulação no domínio da frequência). Após obter os vetores saída foi aplicada a Transformada Inversa de Fourier para obter as cinemáticas das articulações do indivíduo incógnito. Este modelo conseguiu obter resultados com padrões semelhantes às curvas atuais, para os joelhos, as ancas e os tornozelos. A utilização da Transformada de Fourier Rápida simplifica às curvas de ângulos das articulações e conseqüentemente facilita o processo de análise. Também concluíram que os máximos das curvas de ângulos do joelho aumentam com o aumento da velocidade.

No artigo (Kong *et al*, 2014) é descrita a utilização da RNA para identificar as diferentes fases da marcha humana, considerando como características da marcha as seis fases do ciclo da marcha. Este modelo da RNA utilizado na classificação apresentou uma precisão de performance de 89%.

O artigo (Rani e Arumugam, 2010) realiza uma comparação entre esta TIC, ELM, e o SVM (*Support Vector Machine*), com o objetivo que verificar qual dos dois era melhor para classificar a marcha anormal de crianças. No estudo, a ELM apresentou melhor precisão de classificação, com reduzido tempo de treino e menor grau de complexidade na implementação, quando comparada com o SVM.

Neste projeto, os estudos de geração da CAPSJ da marcha foram realizados com base em três das várias TICs existentes: a RNA, a ELM e a MSVR; que serão descritas nos sub-subcapítulos 2.4.1, 2.4.2 e 2.4.3, respetivamente.

#### **2.4.1. Rede Neuronal Artificial (RNA)**

A RNA foi desenvolvida com base no conhecimento do funcionamento do sistema nervoso humano (Kaczmarczyk *et al*, 2011) e consiste num conjunto de neurónios artificiais interligados (Huang, 2009) capazes de realizar processamento de informação através da utilização de modelos matemáticos e computacionais. Os modelos utilizados são adaptativos (Nunes *et al*, 2006), ou seja, o sistema responde em função da informação que flui através da rede durante a fase de aprendizagem desta. Após a fase de aprendizagem, decorre uma fase de testes, durante a qual a rede neuronal gera respostas a entradas que desconhecia (Kaczmarczyk *et al*, 2011).

As RNAs podem ser utilizadas em diversas aplicações de classificação e regressão (Finker *et al*, 2014).

**A. Estrutura da RNA**

A RNA é constituída por uma camada de entrada, uma ou mais camadas escondidas e uma camada de saída (Luu *et al*, 2014), (Hagan *et al*, 1996), como se pode ver na Fig.2.13.

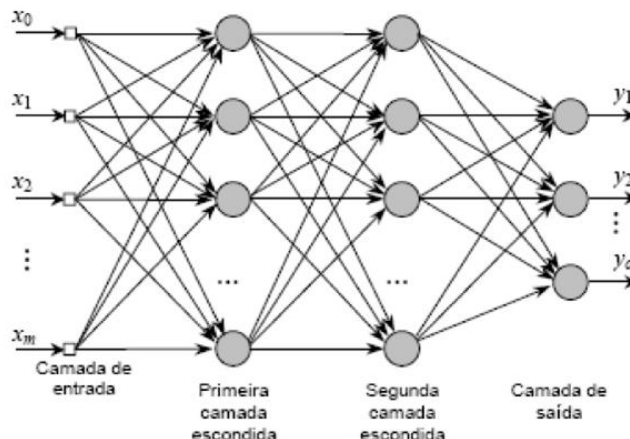


Fig. 2.13 – Topografia da RNA multicamadas (SCIELO, 2015)

A camada entrada é formada por várias entradas ( $x_0, \dots, x_m, m = \{0,1, \dots, (\text{Número de entradas} - 1)\}$ , da Fig.2-13). A camada escondida é formada por vários neurónios cada um constituído por: pesos ( $w$ ), somatório, ‘bias’ e função da transferência ou também conhecida como função de ativação ( $f$ ) (Hagan *et al*, 1996).

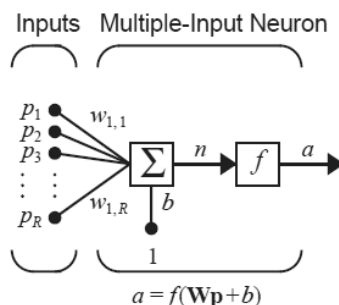


Fig. 2.14 – Esquema do neurónio da camada escondida (Hagan *et al*, 1996)

Na Fig.2-14, encontra-se representado o esquema de um neurónio de uma camada escondida, onde cada uma das entradas ( $p_1, \dots, p_R$ ) é multiplicada pelo peso correspondente ( $w_{1,1}, \dots, w_{1,R}$ ). Todas as entradas multiplicadas pelos pesos (Hagan *et al*, 1996) e o ‘bias’ (Luu *et al*, 2014), (Hagan *et al*, 1996) são somados, formando a entrada da rede ( $n$ ). O ‘bias’ ( $b$ ) do neurónio consiste numa entrada de valor 1 multiplicado por um peso. Depois a entrada da rede ( $n$ ) passa na função de transferência e desta resulta uma saída do neurónio ( $a$ ). A função de transferência afeta a saída e é escolhida em função do problema (Hagan *et al*, 1996).

Quando a RNA possui mais que uma camada escondida como a representada na Fig.2-13, o funcionamento dos neurónios da primeira camada escondida é igual ao descrito e o funcionamento das outras camadas escondidas também se processa da mesma forma com a diferença que as entradas destas camadas serão as saídas dos neurónios da camada escondida anterior. Sendo que redes com várias camadas escondidas são mais eficazes que redes com apenas uma camada escondida (Hagan *et al*, 1996).



A camada de saída possui as respostas que a rede obteve para as entradas.

Existem vários tipos de RNAs que possuem diferentes esquemas de arquitetura, neste trabalho foi utilizado a rede neuronal *feedforward backpropagation* (*FeedForward backpropagation neural Network* - FBNN), constituída por uma única camada escondida e utilizando a função de ativação sigmoide, que é a mais indicada para funções de regressão (Hornik *et al*, 1989).

### B. Vantagens e desvantagens da RNA

A RNA possui uma elevada capacidade para processar um elevado número de dados em simultâneo, resulte da sua estrutura interna que não necessita de isolar os dados e permite manter as relações que existem entre estes (Luu *et al*, 2014), (Kaczmarczyk *et al*, 2011).

Para obter uma RNA capaz de fornecer soluções eficazes é necessário que durante o treino, a RNA realize muitas iterações para determinar a estrutura da rede (definida pelo número de camadas escondidas (Huang, 2009) e pelo número de neurónios (Finker *et al*, 2014)) e atualizar os pesos (Huang, 2009). Este processo faz com que a RNA necessite de um sistema com muita memória (Finker *et al*, 2014) e de um longo período de computação, para conseguir encontrar uma solução ótima com o menor erro quadrático médio (*Mean Square Error* – MSE) possível (Huang, 2009). Assim sendo a RNA não é indicada para aplicações em tempo real pois demora muito tempo a adaptar-se (Finker *et al*, 2014). Durante a otimização dos parâmetros deve-se ter cuidado para que a rede não sobreajustar os dados e possua uma baixa capacidade de generalização, que se traduz em ter uma elevada precisão para os dados de treino e uma interpolação dos dados de teste pobre. A rede pode sobreajustar os dados quando existe um elevado tempo de treino, muitos neurónios escondidos ou um grande conjunto de dados de treino (Huang, 2009). Outro ponto que se tem de ter em conta na utilização da RNA é o surgimento de mínimos locais (Finker *et al*, 2014), que representam soluções sub-ótimas (Huang, 2009).

#### 2.4.2. *Extreme Learnig Machine* (ELM)

A ELM foi proposta em 2004 pelo Professor Huang da Universidade Tecnológica Nanyang de Singapura (Yanwei, 2011) e consiste numa rede de realimentação com uma única camada escondida (*single-hidden layer feedforward network* – SLFN) (Finker *et al*, 2014), (Ding *et al*, 2015), mas com um algoritmo de aprendizagem mais eficiente.

A ELM faz com que o treino da SLFN se transforme num problema linear onde apenas as ligações com os neurónios de saídas necessitam de ser ajustadas. A ELM tem sido utilizada em diversas aplicações de regressão e classificação (Lin *et al*, 2014).

### A. Estrutura da ELM

Na Fig.2-15, encontra-se representada de forma generalizada a topologia da SLFN utilizada na ELM, que é constituída por  $n$  entradas ( $x_1, \dots, x_n$ ),  $m$  saídas ( $y_1, \dots, y_m$ ) e  $L$  neurónios na camada escondida (Finker *et al*, 2014).

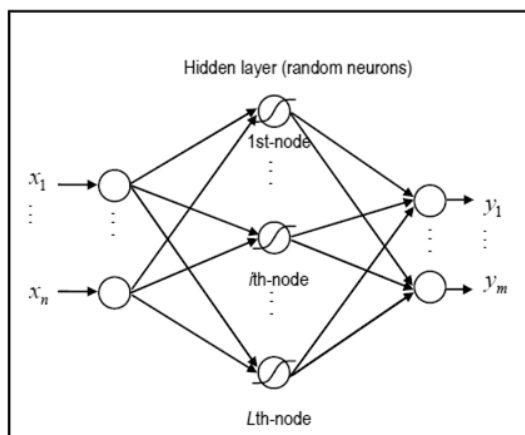


Fig. 2.15 – Topologia da SLFN utilizada na ELM (Finker et al, 2014)

A ligação entre as entradas de ELM e a camada escondida é realizada por pesos e ‘biases’, que possuem valores aleatórios e independentes da aplicação alvo. A camada escondida e as saídas encontram-se ligadas por pesos com valores computadorizados pela solução do sistema linear (Finker *et al*, 2014).

Uma ELM com um conjunto arbitrário de  $N$  amostras  $(x_i, y_i)$ , sendo  $i = 1, 2, \dots, N$ ,  $x = [x_{i1}, x_{i2}, \dots, x_{in}]^T \in \mathbb{R}^n$ ,  $y = [t_{i1}, t_{i2}, \dots, t_{im}]^T \in \mathbb{R}^m$  (Yanwei, 2011), tem como função de saída:

$$f_L(x) = \sum_{i=1}^L \beta_i h_i(x) = h(x)\beta \quad (2.1)$$

Onde  $x$  é o vetor com as entradas,  $L$  é o número de neurónios da camada escondida,  $\beta$  é o vetor de pesos  $\beta = [\beta_1, \dots, \beta_L]^T$  que liga os neurónios escondidos às saídas (Yanwei, 2011), (Huang *et al*, 2010). e  $h(x)$  é a característica de mapeamento não linear da ELM,  $h(x) = [h_1(x), \dots, h_L(x)]$ , em que  $h_i(x)$  é dado por:

$$h_i(x) = G(a_i, b_i, x), \quad a_i \in \mathbb{R}^d, b_i \in \mathbb{R} \quad (2.2)$$

Onde  $G(a, b, x)$  é uma função de ativação/mapeamento (função sigmoide, função Gaussiana, etc.) e  $a$  e  $b$  são os parâmetros do neurónio escondido (Huang *et al*, 2015):  $a_i$  é o vetor de pesos aleatórios que liga as entradas com o neurónio escondido  $i$  e  $b_i$  o ‘bias’ aleatório do neurónio escondido  $i$ , que consiste num vetor de pesos que conecta o neurónio escondido  $i$  às saídas (Finker *et al*, 2014). A escolha da função de ativação deve ser feita com atenção, pois a escolha da função correta reduz a carga computacional sem sacrificar a capacidade de generalização no sentido da expectativa (Lin *et al*, 2014).

## B. Vantagens e desvantagens da ELM

A ELM é constituída por um algoritmo simples (Ding *et al*, 2015), eficiente, estável (Huang *et al*, 2015) e de rápida implementação (Lin *et al*, 2014) pois o *designer* apenas tem de escolher o número de neurónios da camada escondida e a função de ativação (Yanwei, 2011). Outra vantagem da ELM é o facto de poder ser utilizada em tempo real (Finker *et al*, 2014).

A ELM possui uma elevada capacidade de generalização e uma elevada velocidade de treino (Ding *et al*, 2015), devido à camada escondida não precisa de ser sintonizada, uma vez que se

trata de uma camada aleatória (Finker *et al*, 2014). Ao contrário dos algoritmos de aprendizagem tradicional, a ELM não tenta apenas alcançar o menor erro de treino mas também tenta obter a menor norma de pesos de saída (Huang *et al*, 2010), que evita que a ELM corra o risco de convergir para um mínimo local (Lin *et al*, 2014).

Apesar de todas as vantagens nomeadas a ELM também possui algumas desvantagens como: normalmente requer mais neurónios na camada escondida que a RNA para obter a mesma precisão, devido a possuir uma topologia limitada a uma camada escondida (Finker *et al*, 2014); e a sua aleatoriedade cria uma incerteza adicional ao problema, na aproximação e na aprendizagem (Lin *et al*, 2014). A ELM possui tempos de treino significativos quando são utilizados conjuntos de dados muito grandes (Huang *et al*, 2015).

### 2.4.3. Multioutput Support Vector Machine (MSVR)

O algoritmo do MSVR, proposto por Pérez-Cruz *et al* em 2002 (Pérez-Cruz *et al*, 2002) consiste numa generalização do vetor de suporte de regressão (*Support Vector Regression - SVR*), com o objetivo de solucionar problemas de estimação de regressão com várias variáveis de saída (Xu *et al*, 2012), (Tuia *et al*, 2011).

#### A. Esquema do MSVR

O SVR tem como objetivo resolver problemas de regressão unidimensional onde se encontra um mapeamento entre o vetor das entradas e o vetor das saídas (Tuia *et al*, 2011). Para tal o SVR calcula o hiper plano ótimo para os dados de treino. Na escolha do melhor SVR existem três parâmetros que devem possuir os melhores valores possíveis:  $\gamma$  – representa a largura da Gaussian kernel;  $C$  – simboliza a importância dos valores fora do tubo de regressão (Ferreira *et al*, 2009); e  $\epsilon$  – corresponde ao raio do tubo da função de regressão, portanto se a amostra estiver fora do tubo de regressão (mais que  $\epsilon$ ), a estimativa é penalizada pelo parâmetro  $C$  (Pérez-Cruz *et al*, 2002). Na Fig.2.16 encontra-se representado o tubo de regressão de uma função de regressão não linear, a quando a utilização do SVR (Ferreira *et al*, 2009).

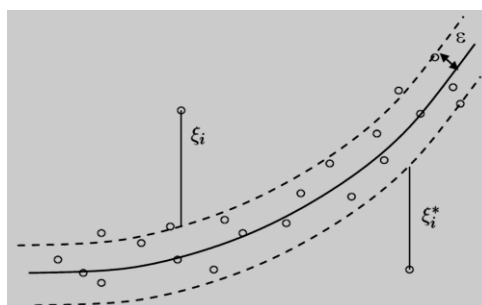


Fig. 2.16 – Tubo de regressão de uma função de regressão não linear (Ferreira *et al*, 2009)

Se se utilizar o SVR para cada uma das direções de um problema multidimensional vão ocorrer penalizações incorretas e desproporcionais das amostras que se encontram fora do tubo de regressão. Assim sendo para problemas de regressão multidimensionais é preferível utilizar o MSVR que usa uma função de custo com uma zona insensível hiperesférica e

permite obter melhores gerações de perfies, que os obtidas através da utilização independente da SVR, para cada dimensão (Pérez-Cruz *et al*, 2002).

O MSVR encontra o mapeamento entre as entradas  $x \in \mathbb{R}^d$  e as saídas  $y \in \mathbb{R}^Q$ , de uma amostra de treino, ou seja,  $\{(x_i, y_i)\}_{i=1}^l$ . Onde  $d$  e  $Q$  são o número de variáveis de entrada e o número de variáveis a prever, respetivamente. O MSVR resolve este problema através do cálculo dos regressores  $w^j$  e  $b^j$ , onde  $j = 1, \dots, Q$ , de todas as saídas, através da minimização de (Bao *et al*, 2014):

$$L_p(W, b) = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^Q \|W^j\|^2 + C \sum_{i=1}^l L(u_i) \quad (2.3)$$

Onde  $u_i = \|e_i\| = \sqrt{e_i^T e_i}$ ,  $e_i^T = y_i^T - \varphi(x_i)^T W - b^T$ ,  $W = [W^1, \dots, W^Q]$ ,  $b = [b^1, \dots, b^Q]^T$ .  $\varphi(\cdot)$  é uma transformação não linear para a característica espaço, que tem uma dimensão superior ao normal.  $C$  é o parâmetro que determina a troca entre a regulação e a redução do erro.  $L(u)$  é a função quadrática de custo  $\varepsilon$ -intensidade definida pela equação (2.4), que é uma versão diferenciável da função de custo Vapnik  $\varepsilon$  (Bao *et al*, 2014).

$$L(u) = \begin{cases} 0 & u < \varepsilon \\ u^2 - 2u\varepsilon + \varepsilon^2 & u \geq \varepsilon \end{cases} \quad (2.4)$$

Na equação (2.4),  $\varepsilon = 0$  reduz o problema a uma regressão para cada componente, mas um valor de  $\varepsilon$  diferente de zero, permite ter em conta todas as saídas na construção de cada regressor individual, obtendo gerações mais precisas (Tuia *et al*, 2011).

Quanto menor o número de vetores de suporte menor é o seu tempo de execução. O MSE é um parâmetro que pode ser utilizado para ver quais os valores dos três parâmetros ( $C$ ,  $\gamma$  e  $\varepsilon$ ) que conseguem fornecer um melhor MSVR, terá de ter o menor MSE possível (Pérez-Cruz *et al*, 2002).

## B. Vantagens e desvantagens do MSVR

Apesar do número de vetores de suporte diminuir em função de  $\varepsilon$ , é necessário que  $\varepsilon$  tenha um valor diferente de zero para evitar sobreajuste (Ferreira *et al*, 2009) e obter precisões mais robustas (Bao *et al*, 2014). Mas um valor muito elevado de  $\varepsilon$  causa um *underfitting* (Ferreira *et al*, 2009). Sendo que a MSVR consegue obter melhores resultados de MSE que o SVR em situações que não seja escolhido o valor de  $\varepsilon$  mais indicado ao problema (Pérez-Cruz *et al*, 2002).

Outra capacidade que o MSVR possui é a de realizar a correlação das saídas (Ma e Zhai, 2009), que ao contrário da SVR permite explorar a dependência entre as variáveis, reduzindo a medição de erros e a introdução de ruído. O tratamento de todas as variáveis em conjunto permite obter estimativas precisas de cada uma quando existem poucos dados disponíveis. Para além disso o MSVR possui uma boa geração e uma capacidade de resposta rápida (Tuia *et al*, 2011).

## 2.5. Indicadores utilizados na análise da marcha

Para além da análise visual da marcha através da comparação da CAPSJ real, CAPSJ resultante de medições realizadas à marcha do indivíduo em estudo, com a CAPSJ gerada por uma TIC têm sido apresentados na literatura outras formas de análise que consistem em métodos estatísticos multivariados. Estes métodos têm como objetivo utilizar um índice capaz de uma forma geral, ou seja, com um único valor, quantificar a severidade de patologias da marcha.

Um dos índices com maior aceitação clínica foi o índice de marcha *Gillette* (GGI – *Gillette Gait Index*) (Schwartz e Rozumalski, 2008), (Baker *et al*, 2009), (AMRMS, 2015) que é capaz de quantificar a diferença entre uma CAPSJ real e uma CAPSJ média de indivíduos sem patologias de marcha, utilizada como CAPSJ de referência da marcha saudável. Porém o GGI apresenta algumas limitações como: necessidade de um conjunto de dados de pessoas normais razoável (cerca de 40); dependência da diversidade dos dados de referência; utiliza cálculos complexos, que dificultam a interpretação dos resultados; as unidades não têm significado físico; e os valores dos seus parâmetros foram criados apenas com base nos dados de crianças com paralisia cerebral (AMRMS, 2015). Estas limitações fizeram com que o GGI fosse substituído pelo índice de desvio da marcha (GDI – *Gait Deviation Index*) (Baker *et al*, 2009).

O GDI também é capaz de calcular a diferença entre o vetor do indivíduo em estudo e o vetor de referência (Schwartz e Rozumalski, 2008), (AMRMS, 2015), e apresenta uma capacidade superior à do GGI uma vez que os seus parâmetros foram criados com base em dados de indivíduos com diferentes patologias. (Baker *et al*, 2009). Contudo o GDI possui uma forma de cálculo mais complexa e difícil de interpretar que o GGI; depende de um conjunto de amostras de referência, o que dificulta a sua utilização (AMRMS, 2015); necessita de uma análise preliminar com dados capazes de exemplificar todos os desvios de marcha que podem acontecer; e apenas poder ser utilizado para estudar características/variáveis que conheça, ou seja, as mesmas variáveis utilizadas para o criar (Baker *et al*, 2009). Em termos de resultados o valor ‘100’ indica uma pessoa sem patologia e a subtração de uma dezena indica cada desvio da normalidade, onde quanto maior o número de subtrações pior o estado da marcha do indivíduo (Baker *et al*, 2009).

O valor do perfil da marcha (GPS – *Gait Profile Score*) surgiu posteriormente, como alternativa ao GDI, apresentando muitas características idênticas ao GDI, mas com uma forma de cálculo mais simples (AMRMS, 2015). O GPS consiste num único índice da marcha capaz de analisar qualquer tipo de características. O valor deste resulta de um cálculo direto entre os dados do indivíduo em estudo e os dados de referência de pessoas sem patologias (Celletti *et al*, 2013), (Speciali *et al*, 2013), (Speciali *et al*, 2014). Sendo que quanto maior for o valor do GPS pior é o estado da patologia de marcha do indivíduo em estudo. Mais concretamente o cálculo do GPS é dado pela raiz do valor quadrático médio (RMS – *Root Mean Square*) de N variáveis cinemáticas, dado pela seguinte expressão (Celletti *et al*, 2013):

$$GPS = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N GVS_i^2 \quad (2.5)$$

Cada uma destas variáveis é denominada de valor da variável de marcha (GVS – *Gait Variable Score*) e consiste no RMS de uma única variável, dado por (Celletti *et al*, 2013):

$$GVS_i = \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T (x_{i,t} - \bar{x}_{i,t}^{ref})^2 \quad (2.6)$$

Onde o T é o número de instantes em que o ciclo de marcha foi dividido,  $x_{i,t}$  é o valor da variável  $i$  no ponto  $t$  da CAPSJ real, e  $\bar{x}_{i,t}^{ref}$  consiste no valor médio da variável  $i$  no ponto  $t$  da CAPSJ de referência (Celletti *et al*, 2013).

Os N GVSs podem ser representados num gráfico de barras capaz de apresentar a intensidade de cada GVS e mostrar qual deles é responsável pelo elevado valor do GPS. Este gráfico de barras é denominado de análise de perfil de movimento (MAP – *Movement Analysis Profile*) e quando utilizado com o GPS permite obter informação mais concreta sobre o estado do indivíduo em estudo (Baker *et al*, 2009), (Beyon *et al*, 2010), (Celletti *et al*, 2013), (Speciali *et al*, 2013), (Speciali *et al*, 2014). Outras das vantagens de utilizar o GPS em vez do GDI são as unidades, que no caso do GPS são as mesmas que as das variáveis cinemáticas e no caso do GDI as unidades não possuem uma lógica de interpretação direta (Baker *et al*, 2009).

Os estudos descritos em (Beyon *et al*, 2010), (Celletti *et al*, 2013), (Speciali *et al*, 2013), (Speciali *et al*, 2014) mostram que o índice GPS e o MAP conseguem fornecer resultados que estão de acordo com a análise realizada por pessoal médico qualificado na área, indicando-os por isso como índices úteis para a análise da marcha.

Neste trabalho será apresentado o desenvolvimento de um índice global capaz de indicar a severidade da patologia da marcha de um determinado indivíduo. Sendo que os resultados deste índice global são comparados com os resultados do GVS, de forma a averiguar se a utilização do índice global desenvolvido possui ou não vantagens sobre a utilização deste índice descrito na literatura. Apenas será analisado o GVS pois neste trabalho apenas é estudada uma articulação. Em trabalhos futuros podem ser estudadas com o índice global as restantes articulações envolvidas na marcha e desta forma os resultados já podem ser comparados com o GPS, que indica o estado da marcha tendo em conta todas as articulações envolvidas na marcha.

### **3. CAPÍTULO 3 – TÉCNICAS DE INTELIGÊNCIA COMPUTACIONAL PARA GERAÇÃO DE MARCHA DE REFERÊNCIA**

A análise da marcha humana requiere a utilização de uma CAPSJ de referência que possa ser utilizada para comparar com a CAPSJ real, ou seja, com a CAPSJ medida de um indivíduo em estudo. Uma análise específica para o indivíduo permite obter resultados capazes de descrever com mais exatidão o estado da marcha do indivíduo. Para realizar uma análise específica é necessário utilizar uma CAPSJ de referência específica para o indivíduo em estudo, uma vez que as CAPSJs alteram com as características do indivíduo e com a velocidade de marcha. Estas CAPSJs de referência específicas podem ser obtidas através das TICs, que geram a CAPSJ que o indivíduo apresentaria caso não tivesse nenhuma limitação na marcha.

No subcapítulo 3.1. encontram-se descritos os dados de indivíduos normais, ou seja, indivíduos livres de patologias e limitações na marcha, utilizados para treinar e testar as TICs estudadas neste trabalho, RNA, ELM e MSVR. No subcapítulo 3.2. encontra-se descrito o sistema de análise cinemática da marcha utilizado para analisar a marcha dos indivíduos normais. O subcapítulo 3.3. apresenta as etapas realizadas para processar os dados recolhidos. No subcapítulo 3.4. é descrito o agrupamento dos dados recolhidos em matrizes. No subcapítulo 3.5. descreve os treinos, os testes e os resultados das três TICs estudadas com os dados dos indivíduos normais. No final deste subcapítulo é realizada uma comparação entre as TICs e são selecionadas as TICs capazes de gerar as CAPSJs para cada um dos géneros, feminino e masculino.

#### **3.1. Indivíduos normais para o estudo das TICs**

Com o objetivo de criar uma base de dados com as CAPSJs geradas pelas articulações dos membros inferiores do ser humano foi analisada a marcha de 25 indivíduos normais, ou seja, indivíduos livres de patologias e limitações da marcha. As CAPSJs destes indivíduos foram obtidas no Instituto de Sistemas e Robótica, do Departamento de Engenharia Eletrotécnica e de Computadores, da Universidade de Coimbra.

As CAPSJs dos indivíduos normais foram divididas em função do género sendo que dos 25 indivíduos, 14 eram mulheres e 11 eram homens. Esta divisão deve-se ao facto do género afetar o padrão da marcha humana, onde o homem apresenta um padrão de marcha diferente do padrão da mulher. Uma vez que a idade, a massa corporal e a altura são outras três características que alteram os padrões da marcha, os indivíduos normais foram selecionados de forma a se conseguir obter intervalos para cada uma destas características. A Tabela 3.1 e a Tabela 3.2 apresentam o intervalo, a média e o desvio padrão de cada uma das três características, para os indivíduos do género feminino e masculino respetivamente:

Tabela 3.1 – Características dos indivíduos normais femininos

	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Média</i>	<i>Desvio Padrão</i>
Altura (m)	1,59	1,69	1,64	0,03
Idade (anos)	18	58	33	16
Peso (kg)	47	90	65	13

Tabela 3.2 – Características dos indivíduos normais masculinos

	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Média</i>	<i>Desvio Padrão</i>
Altura (m)	1,69	1,90	1,78	0,07
Idade (anos)	19	55	35	13
Peso (kg)	58	120	81	19

As características de cada um dos 25 indivíduos normais encontram-se descritas na Tabela A.1 do Anexo B.

Cada um dos indivíduos normais andou a cinco velocidades diferentes, que em média tinham os seguintes valores: 1,0; 2,3; 3,6; 4,8 e 5,5km.h<sup>-1</sup>. Foram analisadas diferentes velocidades de marcha, devido a este ser outro fator que afeta o perfil das CAPSJs da marcha.

Para treinar as TICs descritas no subcapítulo 3.5. foram utilizados os dados de 10 indivíduos do género feminino e 9 indivíduos do género masculino. Os dados dos restantes indivíduos, 4 mulheres e 2 homens, foram utilizados para calcular os índices de marcha de referência, que representam os valores normais dos indivíduos sem patologias, para os cálculos e comparações de índices apresentados no capítulo 4 deste relatório. Nestes índices de referência também foram utilizados os dados utilizados para testar as TICs, pois estes não ficam na memória das TICs e permitem criar índices de referência com mais significado, pois são criados a partir de um maior número de dados.

### 3.2. Sistema de aquisição da cinemática da marcha

A análise da marcha dos indivíduos foi realizada através do sistema de aquisição da cinemática da marcha, ilustrado na Fig.3.1 a) e b), constituído por: uma passarela rolante, duas câmaras e um conjunto de marcas passivas posicionadas nas articulações do indivíduo em estudo.



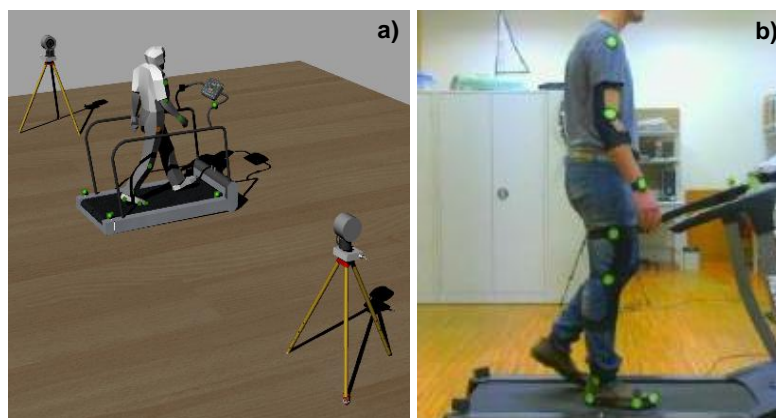


Fig. 3.1 – Sistema de análise cinemática: a) Esquema do sistema; b) Lado direito de um indivíduo durante o teste à marcha com o sistema

O sistema da análise cinemática da marcha foi montado numa sala com ambiente controlado, de modo a minimizar as interferências no exame de marcha e se conseguir obter resultados com maior precisão. Após o posicionamento da passadeira e das duas câmaras, uma de cada lado da passadeira de forma a cobrir cada um dos lados do indivíduo, foi realizado o alinhamento destes três componentes e a calibração das câmaras.

Antes do indivíduo se posicionar em cima da passadeira certificou-se se este estava a utilizar calçado raso, para não afetar a sua marcha, e posicionaram-se as marcas passivas nas articulações de ambos os lados do indivíduo. As marcas possuíam uma cor que contrastava com a roupa do indivíduo e com o ambiente da sala, para que as câmaras conseguissem registar facilmente as posições das marcas. Na Fig.3.2, encontram-se representadas as posições das marcas no lado esquerdo do indivíduo em estudo, onde: 1 - ombro, 2 – cotovelo, 3 – pulso, 4 – perna, 5 – joelho, 6 – tornozelo, 7 – calcanhar, 8 e 9 – dedos dos pés, e A - pélvis. Sendo que do lado direito as marcas são posicionadas da mesma forma.

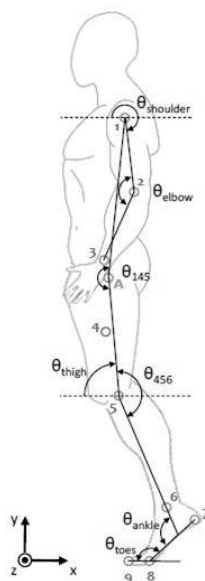


Fig. 3.2 – Posição das marcas passivas no lado esquerdo do indivíduo em estudo

Após posicionamento do indivíduo sobre a passadeira rolante são medidas e guardadas as distâncias entre as várias marcas. Ainda antes de iniciar o teste à marcha é calibrada a posição

da pélvis do indivíduo, utilizando as marcas 4, 5 e A; e removida a marca A após terminada a calibração da pélvis. Esta calibração tem como objetivo inferir a posição da pélvis através das marcas 4 e 5, uma vez que durante a marcha a marca A seria constantemente ocultada pelo movimento do braço e da mão do indivíduo em estudo.

Durante o teste à marcha, são ajustadas cinco velocidades diferentes na passadeira rolante; estas podem ser ajustadas de acordo com o caso clínico do indivíduo em estudo.

Apesar deste sistema de análise da marcha fornecer as curvas de ângulos do movimento das várias articulações envolvidas na marcha, neste trabalho apenas será estudado o movimento dos joelhos.

O sistema da análise cinemática da marcha descrito inclui um *software* responsável por realizar a partição dos dados de forma a cada registo realizado pelas camaras ficar dividido em função dos ciclos de marcha.

### 3.3. Processamento das curvas dos ângulos no plano sagital dos joelhos

Os dados recolhidos com o sistema da passadeira rolante descrito no subcapítulo anterior tiveram de ser processados antes de poderem ser utilizados nos estudos descritos mais à frente neste relatório. O processamento dos dados foi realizado em MATLAB e foi constituído pelas 5 etapas representadas no seguinte fluxograma:

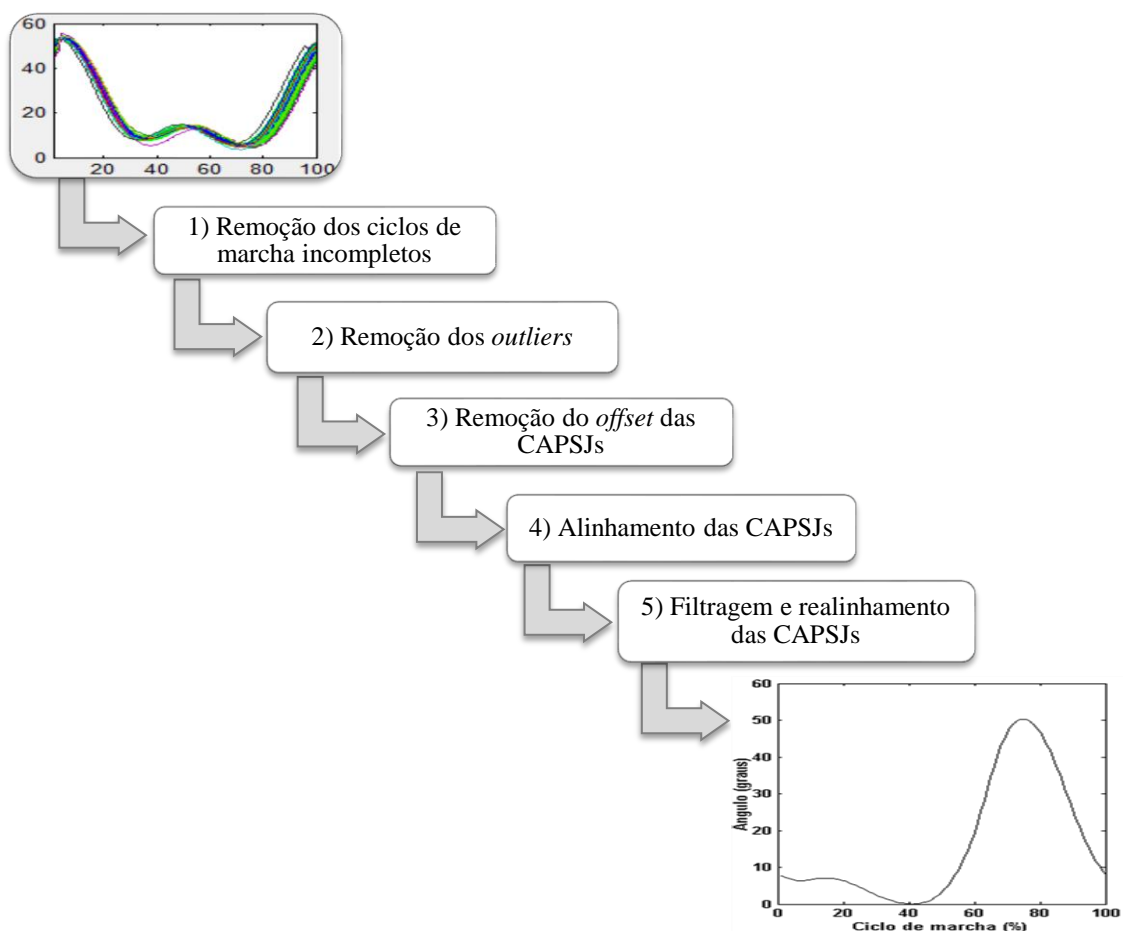


Fig. 3.3 – Fluxograma do processamento das CAPSJs

### 1) Remoção dos ciclos de marchas incompletos

Um ciclo de marcha incompleto consiste numa CAPSJ que não descreve um ciclo completo, desde de o calcanhar de um pé toca no solo até que o mesmo calcanhar volte a tocar novamente no solo. O registo de ciclos de marcha incompletos resultam de possíveis deslocamentos das marcas passivas com velocidades superiores à velocidade de captura das câmaras (>5,6 km/h).

### 2) Remoção dos outliers

Os *outliers* são CAPSJs que apresentam valores muito distantes da média das CAPSJs, ou seja, apresentam valores fora do desvio padrão aceitável. Estas CAPSJs resultam de distrações ou atrapalhações do indivíduo durante o exame de marcha, resultando cursas inviáveis que têm de ser removidas para não introduzir erros no estudo. Para remover os *outliers* foi traçada a média das CAPSJs, em que cada CAPSJ representa um ciclo de marcha, e o seu respetivo desvio padrão. Depois foram ajustados o número de CAPSJs aceites de forma obter o menor desvio padrão possível, inferior a 5° e manter o maior número de ciclos de marcha possível, superior a 10 ciclos. No final, cada joelho de cada indivíduo apenas é descrito numa única CAPSJ que descreve a média dos padrões dos vários ciclos de marcha executados ao longo da marcha, a uma determinada velocidade.

### 3) Remoção do *offset* existente nas CAPSJs

O *offset* das CAPSJs consiste no deslocamento destas no eixo das ordenadas, resultante dos indivíduos apresentarem diferentes posições iniciais de marcha. De forma a se poderem comparar as CAPSJs dos indivíduos, este deslocamento é removido através da deslocação das CAPSJs de forma ao mínimo destas terem um valor igual a zero (remoção do *offset* realizada em MATLAB através do código descrito no Anexo C). Na Fig.3.4, encontra-se representada de uma CAPSJ antes e depois da remoção do *offset*.

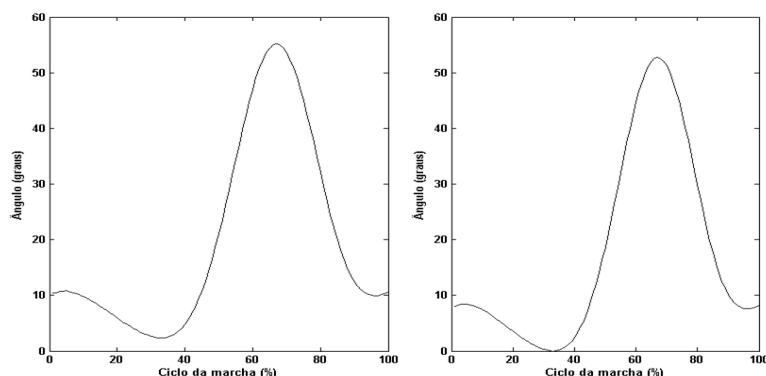


Fig. 3.4 – CAPSJ: esquerda) com *offset*; direita) sem *offset*

### 4) Alinhamento das CAPSJs

As CAPSJs dos indivíduos foram alinhadas com um deslocamento circular que permite o máximo das CAPSJs coincidirem no mesmo ponto, a 75% do ciclo de marcha. A escolha do valor de 75% deve-se ao facto de este ser o valor que por norma se encontra na literatura (Lemaire *et al*, 2013). O alinhamento das CAPSJs permite que se possam realizar

comparações entre as várias CAPSJs e tirar conclusões fiáveis destas (alinhamento realizado pelo código descrito no Anexo C). Nas Fig.3.5 e Fig.3.6, encontram-se representadas as CAPSJs de um indivíduo antes e depois do alinhamento, sendo que na Fig. 3.5, consta a CAPSJ direito e na Fig.3.5 consta a CAPSJ esquerdo.

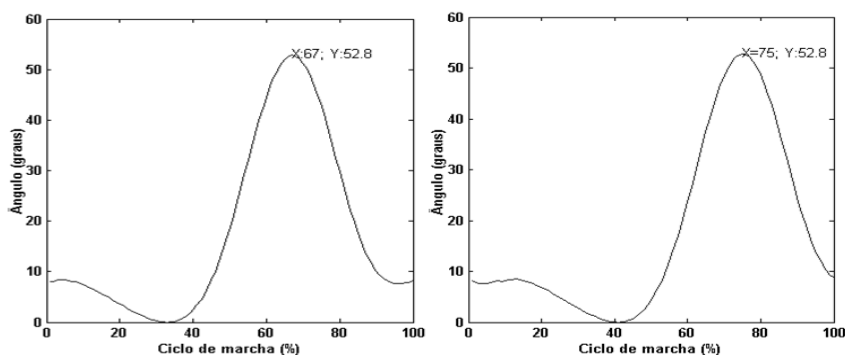


Fig. 3.5 – CAPSJ direito de um dos indivíduos: esquerda) antes do alinhamento; direita) após o alinhamento

Na Fig.3.5 pode-se ver que inicialmente o máximo da CAPSJ direito se encontrava a 67% do ciclo de marcha e no depois do alinhamento o máximo passou a estar a 75% do ciclo de marcha.

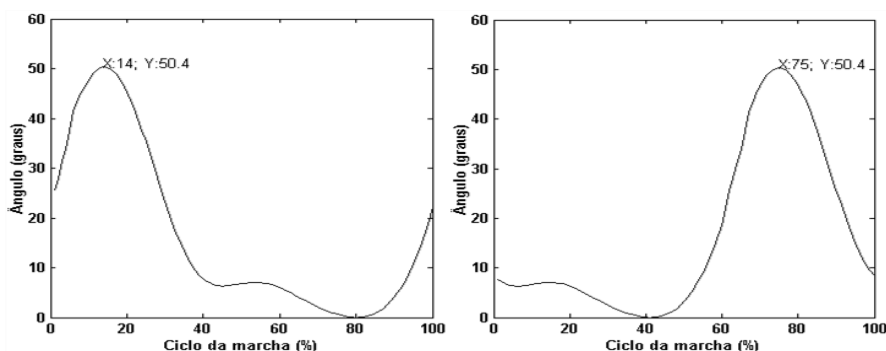


Fig. 3.6 – CAPSJ esquerdo de um dos indivíduos: esquerda) antes do alinhamento; direita) após o alinhamento

A Fig.3.6 ilustra o movimento do máximo da CAPSJ esquerdo, inicialmente a 14% do ciclo de marcha, para o ponto de 75% do ciclo de marcha.

### 5) Filtragem e realinhamento das CAPSJs

Esta etapa tem como objetivo remover as descontinuidades criadas em algumas das CAPSJs pelo alinhamento apresentado na etapa anterior, que causa uma quebra na continuidade da CAPSJ. Para remover estas descontinuidades é realizada a filtragem das CAPSJs e um posterior realinhamento para voltar a posicionar os seus máximos a 75% do ciclo de marcha (processo realizado pelo do código apresentado no Anexo C). Na Fig.3.7 encontra-se representada a CAPSJ esquerdo antes e depois do alinhamento do máximo da CAPSJ a 75% do ciclo de marcha, e depois da filtragem e do realinhamento.

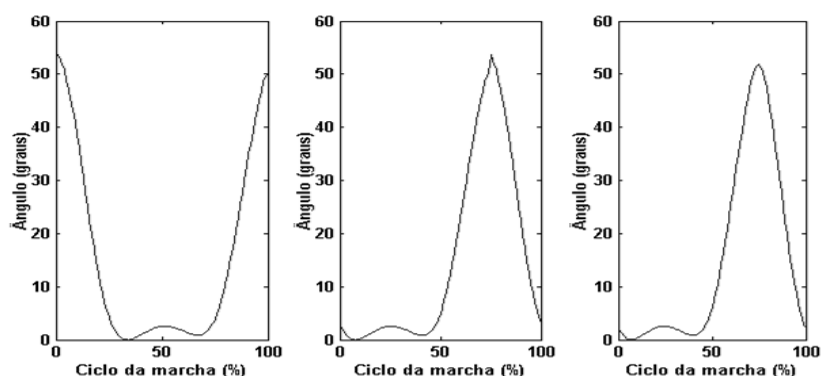


Fig. 3.7 – CAPSJ esquerdo: esquerda) antes do alinhamento; meio) após alinhamento; esquerda) após a filtragem e o realinhamento

Na Fig. 3.8 a) e b) encontram-se representadas as cinco CAPSJs de uma mulher e de um homem normais, respetivamente, após terem passado pelas 5 etapas de processamento apresentadas. A mulher tinha as seguintes características: altura 1,60m, idade 55 anos e massa corporal 56kg. E o homem media 1,90m, tinha 52 anos e pesava 105kg.

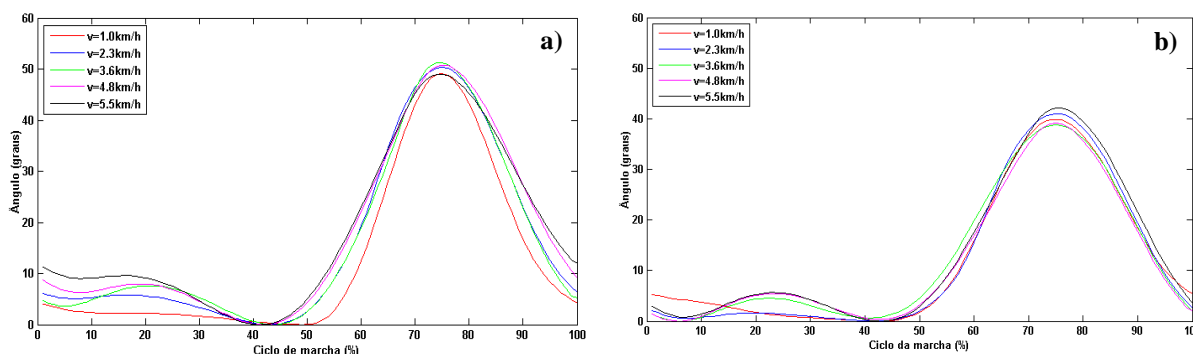


Fig. 3.8 – CAPSJs, de 5 velocidades de marcha, de um indivíduo normal: a) Feminino; b) Masculino

Os gráficos da Fig.3.8. mostram que existe uma determinada organização na distribuição das CAPSJs em função da velocidade de marcha. Na primeira onda de flexão das CAPSJs, verifica-se que o máximo desta aumenta em função da velocidade, ou seja, quanto maior a velocidade maior o ângulo máximo da primeira onda de flexão.

### 3.4. Agrupamento das CAPSJs em matrizes

Neste subcapítulo são criadas as matrizes de entrada e de saída, em função do género, necessárias para treinar e testar as TICs que serão apresentadas no subcapítulo 3.5., sendo que para criar estas matrizes apenas foram utilizados os dados dos indivíduos normais destinados ao treino e teste das TICs, apresentados no subcapítulo 3.1. Para criar estas matrizes foi necessário definir quais das características que afetam as CAPSJs seriam utilizados para realizar o agrupamento dos dados. As duas características, segundo as quais os dados poderiam ser agrupados eram o joelho, esquerdo ou direito, e o género, feminino ou masculinas.

Na Fig.3.9 encontram-se representadas as CAPSJs direito e esquerdo de um dos indivíduos normais, onde se pode verificar existe uma pequena diferença entre as duas CAPSJs: a 75% do ciclo da CAPSJ direito apresenta ângulo de  $52,80^\circ$  e no mesmo ponto da CAPSJ esquerdo apresenta um ângulo de  $50,32^\circ$ , ou seja, o joelho direito apresenta um ângulo um pouco superior ao ângulo do joelho esquerdo, esta diferença pode resultar do facto do indivíduo ser dominante do joelho direito.

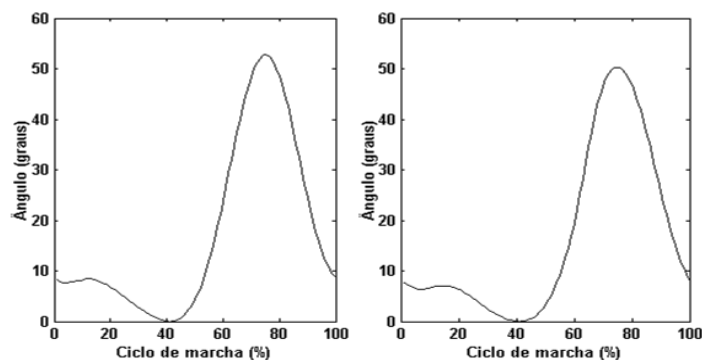


Fig. 3.9 – CAPSJs de um indivíduo a uma determinada velocidade de marcha: esquerda) – CAPSJ direito; direita) CAPSJ esquerdo

Uma vez que um dos objetivos deste trabalho é comparar a CAPSJ real de um indivíduo, com uma patologia de marcha, com a CAPSJ gerada por uma TIC para o mesmo indivíduo, decidiu-se não utilizar esta característica na divisão dos dados; pois o indivíduo com a patologia poderá utilizar como dominante o joelho que sempre utilizou ou pode começar a utilizar como dominante o joelho oposto ao lesionado, de forma a o proteger. Esta situação não permite seleccionar a CAPSJ mais apropriada e para além disso trata-se de uma diferença mínima como se pode verificar na Fig.3.9. Assim como idealmente estas CAPSJs deveriam de ser iguais, o indivíduo deveria de fazer o mesmo movimento com ambos os joelhos. Assim sendo, neste estudo é mais indicado obter uma CAPSJ de referência média tendo em conta que se no processo de reabilitação da marcha, o indivíduo atingir os valores desta CAPSJ ou próximos desta significa que se encontra recuperado. Sendo que a oscilação em torno desta CAPSJ de referência pode se dever à dominância das pernas ou ao facto de após a patologia, o indivíduo não ter conseguido voltar a ter mesma mobilidade do joelho que tinha antes da lesão. Neste relatório, as CAPSJs dos indivíduos serão comparadas com as CAPSJs geradas pelas TICs e com a CRL (GAITANALYSISADPLOT, 2015) que também foi gerada sem separar os dados em função do joelho. Em (GAITANALYSISADPLOT, 2015) também referem que existe alguma assimetria entre os membros, direito e esquerdo em pessoas saudáveis contudo esta foi considerada como um desvio padrão. Assim sendo neste estudo serão geradas TICs sem separar o joelho direito do esquerdo contudo em trabalhos futuros podem ser realizados estudos para verificar se a dominância do joelho tem impacto no agrupamento dos dados e eventualmente serem geradas TICs em função dos joelhos.

O género é um parâmetro importante a ter em conta na divisão dos dados, uma vez que as mulheres e os homens possuem diferentes formas de andar. Para além disso as mulheres e os homens constituem dois grupos com características muito distintas, em termos de peso e altura, que afetam o perfil da marcha.

Portanto os dados foram guardados em quatro matrizes: uma matriz de entrada e uma matriz de saída para cada um dos dois gêneros, que serão as matrizes de entrada e saídas das TICs. A criação destas quatro matrizes foi realizada pelo programa do Anexo C. As matrizes de entrada são constituídas por quatro linhas e (número de indivíduos  $\times$  número de velocidades de marcha  $\times$  número de joelhos) colunas. Cada uma das quatro linhas corresponde a uma das características incluídas no estudo: altura, idade e massa corporal do indivíduo e velocidade de marcha. As colunas das matrizes de entrada correspondem às várias CAPSJs recolhidas dos vários indivíduos estudados para as 5 diferentes velocidades de marcha para os dois joelhos, direito e esquerdo. As matrizes de saída são matrizes de 100 linhas por (número de indivíduos  $\times$  número de velocidades de marcha  $\times$  número de joelhos) colunas, onde as linhas representam o valor da CAPSJ para cada um dos 100 pontos do ciclo de marcha. No caso das matrizes femininas estas apresentavam mais quatro colunas que o esperado, devido a terem sido considerados mais dois exames de marcha dos dois joelhos de uma mulher que repetiu os exames de duas velocidades de marcha, considerados válidos para o treino das TICs.

Na Fig.3.10 a) e b) encontram-se representadas as várias CAPSJs presentes na matriz de saída feminina e na matriz de saída masculina, respetivamente.

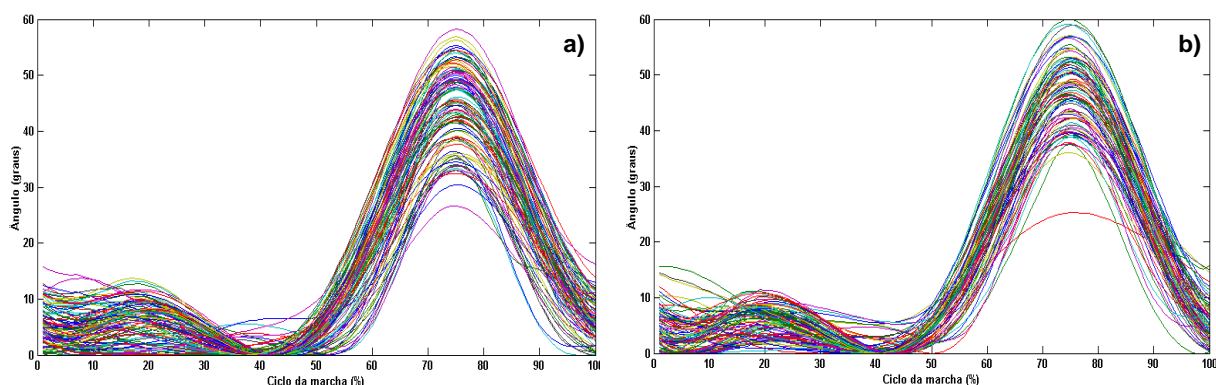


Fig. 3.10 – CAPSJs guardadas na matriz de saída: a) feminina; b) masculina

Analisando a Fig.3.10 a) verifica-se que existem duas CAPSJs com um perfil distante do perfil da maioria das CAPSJs femininas. Estas duas CAPSJs têm um máximo distante do intervalo médio de máximos das restantes CAPSJs, portanto necessitaram de ser removidas da matriz de saída feminina e as suas colunas correspondentes da matriz de entrada também tiveram de ser eliminadas. A presença destas duas CAPSJs iria fazer com que as TICs viessem a apresentar maiores erros e menor precisão. As CAPSJs com padrões distantes do padrão médio podem surgir devido a movimentos inesperados do indivíduo durante a marcha ou ao deslocamento das marcas passivas da posição correta. Na Fig.3.11 a), pode-se visualizar as CAPSJs presentes na matriz de saída feminina após a remoção destas duas CAPSJs, realizada pelo código de MATLAB apresentado no Anexo D.

A matriz de saída masculina possui uma CAPSJ que apresenta um padrão máximo com uma amplitude muito inferior à amplitude máxima das outras CAPSJs, como se pode verificar na Fig.3.10 b). Tal como aconteceu com as duas CAPSJs femininas que tiveram de ser removidas, esta CAPSJ masculina também teve de ser removida da matriz de saída e da

matriz de entrada, masculinas. A Fig.3.11 b) apresenta as CAPSJs que permaneceram na matriz de saída masculina.

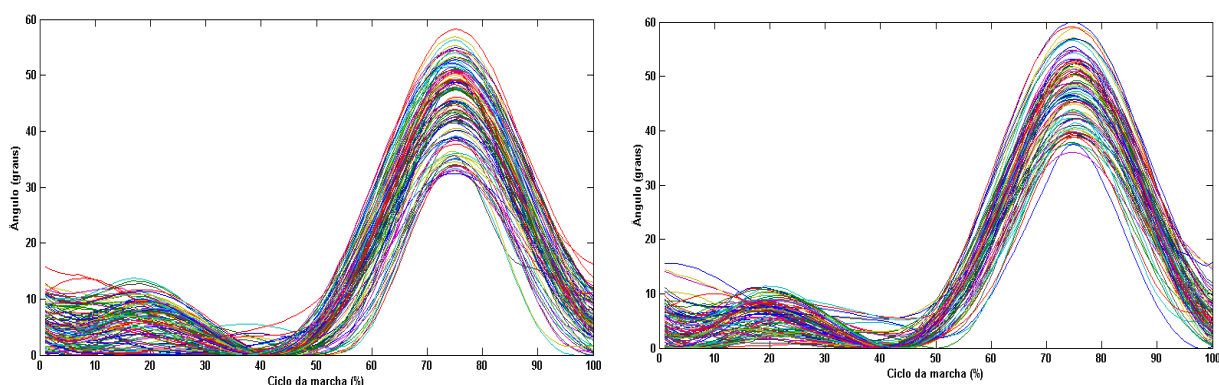


Fig. 3.11 - CAPSJs após remoção das duas CAPSJs que se afastavam do padrão médio: a) CAPSJs femininas; b) CAPSJs masculinas

Após a remoção das CAPSJs que apresentavam um padrão distante do padrão da maioria das CAPSJs dos joelhos, as matrizes de entrada e de saída ficaram com as dimensões descritas na Tabela 3.3:

Tabela 3.3 – Dimensões das matrizes de entrada e de saída, das TICs  
Número de linhas Número de colunas

Matriz de Entrada Feminina	4	102
Matriz de Saída Feminina	100	102
Matriz de Entrada Masculina	4	89
Matriz de saída Masculina	100	89

As matrizes descritas na Tabela 3.3 serão as matrizes utilizadas pelas TICs, daí só incluírem os indivíduos referidos no subcapítulo 3.1. como os indivíduos utilizados para o treino das TICs. As tabelas que se seguem, Tabela 3.4 e Tabela 3.5, apresentam os intervalos de valores, a média e o desvio padrão das características femininas e masculinas, respetivamente, das matrizes que serão utilizadas pelas TICs (resultados obtidos através do código do Anexo D). As TICs apenas conseguem gerar CAPSJs fiáveis para o conjunto de características (altura, idade, massa corporal e velocidade de marcha) cujos valores se encontram dentro ou muito próximas do intervalo de valores conhecidos pelas TICs.

Tabela 3.4 – Características da matriz de entrada feminina

	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão
Altura (m)	1,59	1,69	1,65	0,03
Idade (anos)	18	55	34	15
Massa corporal (kg)	47	90	65	14
Velocidade de teste (km.h <sup>-1</sup> )	1,30	5,61	3,44	1,83



Tabela 3.5 – Características da matriz de entrada masculina

	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Média</i>	<i>Desvio Padrão</i>
Altura (m)	1,71	1,90	1,80	0,06
Idade (anos)	19	55	35	14
Massa corporal (kg)	58	120	82	21
Velocidade de teste (km.h <sup>-1</sup> )	1,30	5,61	3,44	1,83

### 3.5. Técnicas de inteligência computacional (TICs)

Neste capítulo são estudadas e comparadas três TICs: RNA, ELM e MSVR; nos subcapítulos 3.5.1, 3.5.2 e 3.5.3, respetivamente. Este estudo tem com o objetivo descobrir qual das três é a melhor para gerar as CAPSJs de indivíduos normais com conjuntos de características que as TICs desconhecem, ou seja, conjuntos de características diferentes dos conjuntos utilizados para treinar as TICs.

As quatro matrizes, apresentadas no subcapítulo 3.4, foram utilizadas para treinar e testar cada uma das TICs, em função do género dos indivíduos. Sendo que para cada um dos géneros foram utilizadas as matrizes de entrada e de saída, do género correspondente.

Das seis TICs testadas, 3 TICs diferentes  $\times$  2 géneros, foram selecionadas as TICs, com maior capacidade de gerar e com melhores resultados estatísticos de teste, MSE e coeficiente de correlação ( $\rho$ ), para cada um dos géneros. A capacidade de gerar CAPSJs fiáveis e o MSE são os critérios de seleção mais importantes. A capacidade de gerar CAPSJs fiáveis consiste em verificar se as CAPSJs geradas pela TIC possuem um perfil que se enquadre no perfil esperado numa CAPSJ, pois só interessam TICs capazes de gerar CAPSJs com significado. O MSE consiste no erro entre as saídas das TICs e os valores esperados, em graus. A TIC selecionada deve apresentar o menor MSE possível. O  $\rho$  mede a correlação entre as saídas da TIC e os correspondentes valores esperados. Uma TIC viável deve de ter um  $\rho$  elevado, sendo que quanto mais próximo de 100% se encontrar melhor é a TIC obtida.

As duas TICs selecionadas, uma para cada género, serão utilizadas no capítulo 4, para gerar as CAPSJs de indivíduos que sofreram uma rutura no ligamento cruzado anterior de um dos joelhos à cerca de 4 anos atrás.

#### 3.5.1. Aplicação da RNA

O código gerado pela aplicação ‘*Neural Network Fitting Tool*’ do MATLAB permite gerar automaticamente uma RNA, sendo apenas necessário introduzir: a matriz de entrada; a matriz de saída; o número de neurónios; e a percentagem de amostras que devem de ser consideradas para treino, validação e teste da rede. O Anexo E apresenta o código utilizado neste trabalho para gerar várias RNAs e selecionar a melhor, para cada um dos géneros. O código desenvolvido foi baseado no código gerado pela aplicação ‘*Neural Network Fitting Tool*’ e permite que o programa, de forma autónoma, treine e teste várias redes com diferentes números de neurónios e selecione a rede com melhores resultados estatísticos. No final o programa guarda uma matriz com os parâmetros e os resultados estatísticos de cada um dos

testes realizados; a rede neuronal selecionada; e uma matriz que indica os índices das amostras que a rede neuronal selecionada utilizou, para criar as suas matrizes de teste. A matriz com os parâmetros e os resultados estatísticos indica o número de neurónios de cada uma das redes treinadas e testadas e os seus respetivos valores de MSE e  $\rho$  de treino, validação e teste. A rede selecionada é guardada para possível utilização futura, caso a RNA seja a melhor TIC das três TICS. A matriz dos índices de teste serve para criar as matrizes de teste para a ELM e para o MSVR, de forma às três TICs utilizem as mesmas matrizes de treino e teste, para no fim poder-se comparar os resultados destas três TICs.

O código descrito no Anexo E é utilizado para treinar e testar as RNAs para cada um dos géneros, sendo que em função do género são alteradas as matrizes de entrada e de saída e as variáveis referentes ao género.

Neste trabalho foram treinadas e testadas 220 RNAs para cada um dos géneros, nas quais se alterou o número de neurónios da camada escondida e as condições de teste e de treino que o programa gera aleatoriamente. O número de neurónios testados variou entre 4 e 22 neurónios, sendo que não foram testados todos os valores que constam no intervalo referido. Para cada número de neurónios foram testadas mais de 8 redes. O número de redes testadas que utilizou o mesmo número de neurónios consistiu num número arbitrário, apenas com o objetivo de variar os valores das condições aleatórias, em redes com o mesmo número de neurónios, de forma a obter a melhor rede possível. O número máximo de neurónios testado foi 22 devido a ser o valor máximo que a memória do computador utilizado neste estudo suportava (PC 2GB RAM, 2,16GHz). Todas as RNAs treinadas e testadas eram constituídas por apenas uma camada escondida, e pela função de ativação sigmoide.

Cada RNA treinada e testada utilizou 70% das amostras (colunas das matrizes) para treino, 5% para validação e 25% para teste. Portanto as RNAs femininas utilizaram 71 amostras para treino, 5 amostras para validação e 26 amostras para testar as redes. As RNAs masculinas usaram 62 amostras para treino, 5 amostras para validação e 22 amostras para teste.

A Tabela A.2 apresentada no Anexo F apresenta o número identificativo da rede, o número de neurónios, o MSE de teste e o  $\rho$  de teste de cada uma das RNAs femininas treinadas e testadas. Nesta tabela pode-se verificar que a RNA feminina conseguida com melhores resultados estatísticos de teste foi a rede número 12, constituída por 5 neurónios na camada escondida e os seguintes resultados estatísticos de teste: MSE de 7.99° e  $\rho$  de 98.31%.

A Tabela A.3 do Anexo G apresenta os resultados das RNAs testadas para o género masculino, sendo que a melhor RNA masculina conseguida foi a rede número 118, constituída por 10 neurónios e os seguintes resultados estatísticos de teste: MSE de 5.19° e  $\rho$  de 98.94%.

Nas RNAs testadas verificou-se que em média a RNA necessita entre 0,09 e 1,02s para gerar uma CAPSJ, sendo que em média precisa de 0,23s, quando corrida num computador de 2GB RAM, 2,16GHz.

As duas RNAs selecionadas, uma para o género feminino e outra para o género masculino, foram utilizadas para gerar as CAPSJs para dois indivíduos, de géneros opostos, com um conjunto de características desconhecidas pelas redes, para avaliar a capacidade de geração

das RNAs selecionadas. Na Fig.3.12 encontram-se representadas as CAPSJs geradas pela RNA feminina, através do código descrito no Anexo H, para uma mulher com as seguintes características: idade 22 anos, altura 1,60m e massa corporal 59kg. As cinco CAPSJs representadas correspondem a cinco velocidades de marcha diferentes: 1,0; 2,3; 3,6; 4,8 e 5,5  $\text{km.h}^{-1}$ . O código do Anexo H, para além de gerar as CAPSJs com as RNAs selecionadas, realiza o seu processamento que consiste na filtragem, alinhamento do máximo a 75% da CAPSJ e remoção do *offset*. Para além disso este código também tem como função traçar a CRL para que os resultados obtidos com a RNA possa ser comparado com esta CAPSJ de referência.

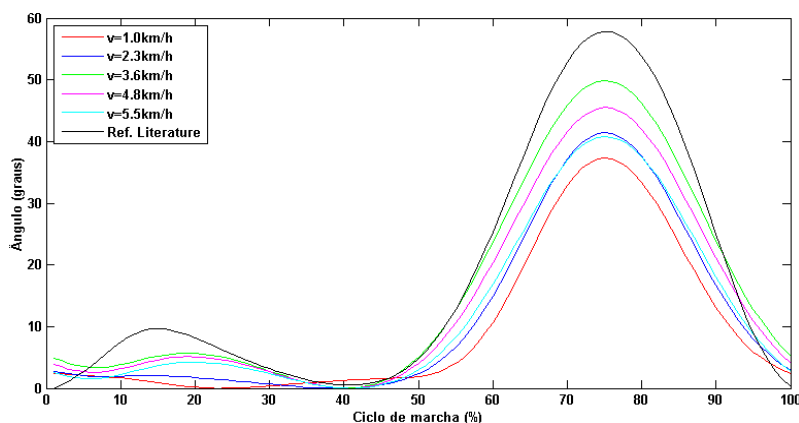


Fig. 3.12 - CAPSJs, para cinco velocidades de marcha, geradas pela RNA feminina para a mulher com características que a TIC desconhece

Analisando a Fig.3.12 verifica-se que as CAPSJs geradas pela RNA feminina possuem o perfil esperado, ou seja, as CAPSJs apresentam as duas ondas de flexão, sendo a segunda maior que a primeira como é de esperam no movimento do joelho. Porém verifica-se que as CAPSJs geradas não apresentam uma distribuição esperada em função da velocidade, onde o máximo da primeira CAPSJ de flexão deveria de aumentar com o aumento da velocidade. A CAPSJ de  $2,3\text{km.h}^{-1}$  apresenta um máximo na primeira onda de flexão superior ao mesmo máximo da CAPSJ de  $1,0\text{km.h}^{-1}$ . As outras três CAPSJs, embora se encontrem distribuídas em função da velocidade, encontram-se com a distribuição oposta, ou seja, as CAPSJs de menor velocidade de marcha apresentam um máximo superior ao das CAPSJs de maior velocidade. Outra conclusão que se retira da análise das CAPSJs geradas pela RNA feminina é que todas estas CAPSJs apresentam valores de ângulos inferiores aos sugeridos pela CRL. Esta diferença deve-se ao facto da CRL não ser gerada em função do género e das características do indivíduo em estudo, indicando que a CAPSJ gerada pela RNA é mais indicada para servir de referência. Para além disso as CAPSJs geradas pela RNA têm em consideração que a velocidade de marcha altera o perfil da CAPSJ enquanto a CRL apenas representa uma velocidade de marcha média, não permitindo uma análise tão específica.

Na Fig.3.13 encontram-se representadas as cinco CAPSJs geradas pela RNA masculina, através do código do Anexo H, para um homem com as seguintes características: idade 33 anos, altura 1,80m e massa corporal 80kg.

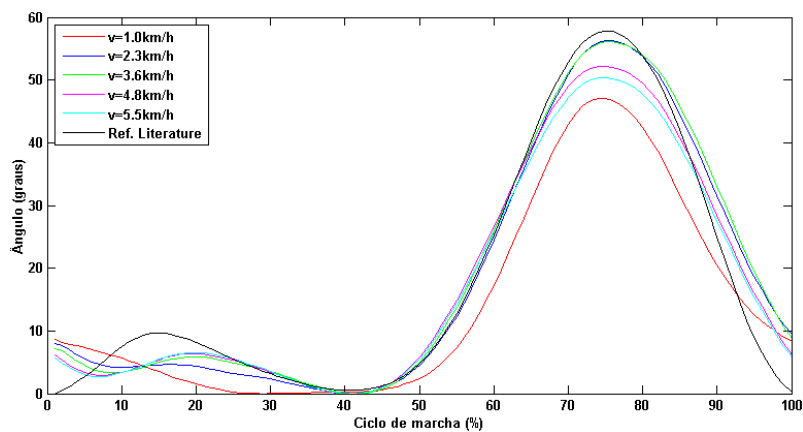


Fig. 3.13 – CAPSJs, para cinco velocidades de marcha, geradas pela RNA masculina para o homem com características que a TIC desconhece

As CAPSJs geradas pela RNA masculina, para o homem desconhecido, apresentam o mesmo perfil e distribuição que as CAPSJs dos indivíduos normais. Contudo verifica-se que estas CAPSJs tendem a apresentar, nas CAPSJs de velocidades mais altas, valores para a primeira onda de flexão muito próximos. Comparando as CAPSJs geradas pela RNA masculina com a CRL verifica-se que apresentam um perfil semelhante, a diferença encontrada deve-se ao perfil da CAPSJ variar com a velocidade de marcha e a CRL não tem isso em conta.

### 3.5.2. Aplicação da ELM

Antes de treinar e testar as várias ELMs para cada um dos géneros foi necessário criar as matrizes que esta TIC necessita: matrizes de entrada e de saída de treino e matrizes de entrada e de saída de teste. Uma vez que um dos objetivos deste trabalho é comparar os resultados das três TICs, é necessário que estas utilizem as mesmas matrizes para que os resultados possam ser comparados.

Como foi referido no subcapítulo anterior, o programa do Anexo E, guarda uma matriz com os índices dos elementos (colunas) das matrizes de entrada e de saída que a RNA selecionada utilizou para criar as suas matrizes de entrada e de saída de teste. Utilizando estas duas matrizes com os índices de teste da RNA, uma para cada género, é possível criar as matrizes de teste para as ELMs de cada um dos géneros. As colunas das matrizes de entrada e de saída que não foram utilizadas para as matrizes de teste são as amostras que constituem as matrizes de entrada e de saída de treino. Para cada um dos géneros, o programa descrito no Anexo I utiliza esta informação para obter as matrizes de entrada e de saída de treino, e as matrizes de entrada e de saída de teste. Posteriormente transforma-as de forma a criar apenas duas matrizes para cada um dos géneros, que consiste no número de matrizes aceites pela ELM: uma matriz de treino e uma matriz de teste, onde cada uma destas matrizes resulta da concatenação das matrizes de entrada e de saída de treino e das matrizes de entrada e de saída de teste, respetivamente. Sendo que os dados das matrizes de entrada de treino e de teste tiveram de ser normalizado entre -1 e 1, para poderem ser utilizadas pelas funções da ELM. Esta normalização é feita em função do género com base nos valores das matrizes de entrada, de treino e de teste, obtidas no subcapítulo 3.4.

As matrizes de treino e de teste concatenadas são constituídas por 104 colunas, em que as primeiras 100 colunas são os 100 ângulos das amostras e as últimas 4 colunas são as características de entrada: altura, idade, massa corporal e velocidade de marcha; e N linhas. Onde N corresponde ao número de amostras consideradas. A matriz de treino feminina é composta por 71 amostras, a matriz de teste feminina possui 31 amostras e as matrizes de treino e teste masculinas são formadas por 62 e 27 linhas, respetivamente.

O Anexo J apresenta o código utilizado para treinar e testar as ELMs, de cada um dos géneros. Foram treinadas e testadas ao todo 348 ELMs para cada um dos géneros.

As ELM femininas e masculinas foram treinadas e testadas com diferentes números de neurónios que variaram de 4 até 22, e diferentes valores de parâmetros aleatórios das funções da ELM. Cada número de neurónios foi testado em mais de 11 ELMs.

No final o programa do Anexo J guarda a melhor ELM, ou seja, a ELM selecionada e uma matriz que contém o número do teste, o número de neurónios, o  $\rho$  de teste e o MSE de teste. Sendo que para o cálculo do MSE de teste e do  $\rho$  de teste o programa utilizou a matriz de saída de teste que o programa do Anexo I criou.

No Anexo K encontra-se representada a Tabela A.4 com os resultados dos testes das ELMs femininas, que indica o número que representa a ELM, o MSE de teste e o  $\rho$  de teste. Desta tabela conclui-se que a melhor ELM feminina é a número 193, constituída por 12 nós e com os seguintes resultados estatísticos de teste: MSE 6,58° e  $\rho$  98,63%.

Para verificar a capacidade de geração das ELMs selecionadas para cada um dos géneros, utilizou-se o código descrito no Anexo M para gerar as CAPSJs para os mesmos dois indivíduos com características desconhecidas e nas mesmas velocidades de marcha, que foram utilizados para verificar a capacidade de geração das RNAs selecionadas. Para gerar as CAPSJs o código do Anexo M recorre à função descrita no Anexo N, que utiliza o vetor com as características do indivíduo e a velocidade de marcha. Sendo que este vetor é normalizado no intervalo entre -1 e 1. Após obtenção da CAPSJ através da função referida é removido o *offset* e é alinhado o máximo desta a 75% do ciclo de marcha, para que se possam realizar análises comparativas com as CAPSJs obtidas. Tal como no código que gera as CAPSJs da RNA o código da ELM também traça a CRL.

Na Fig.3.14 encontram-se representadas as CAPSJs da mulher desconhecida para as cinco velocidades de marcha, geradas pela ELM feminina selecionada.

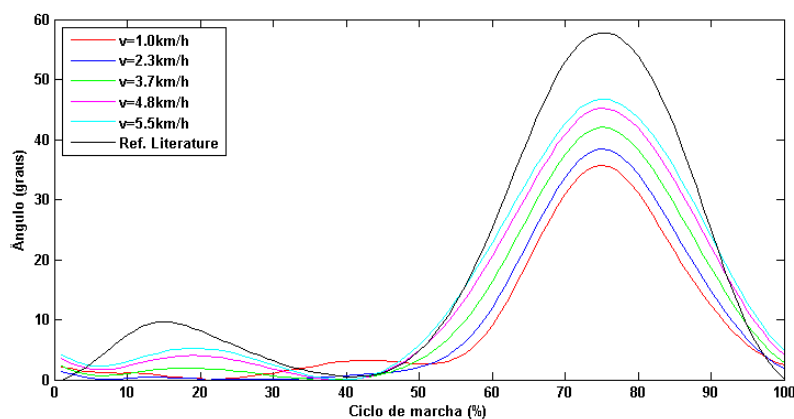


Fig. 3.14 – CAPSJs, para cinco velocidades de marcha, geradas pela ELM feminina para a mulher com características que a TIC desconhece

As CAPSJs da Fig.3.14 apresentam o perfil normal das CAPSJs, constituído por duas ondas de flexão, e possuem uma distribuição em função da velocidade de marcha, ou seja, os máximos das CAPSJs têm valores mais elevados quanto maior for a velocidade de marcha. A pequena diferença que se verifica na CAPSJ de velocidade de marcha de  $1,0\text{km.h}^{-1}$  pode resultar do facto do indivíduo não se adaptar bem a andar a baixas velocidades de marcha. Apesar das CAPSJs geradas pela ELM apresentarem um perfil idêntico ao da CRL, apresentam valores de ângulos inferiores aos desta, esta diferença faz com que a análise de um indivíduo com uma determinada patologia obtenha resultados muito diferentes com estas duas CAPSJs. A comparação da CAPSJ deste indivíduo com a CRL classificaria a sua patologia como tendo um grau de severidade muito superior ao grau de severidade atribuído pela comparação com as CAPSJs geradas pela ELM, que foram geradas especificamente para o indivíduo, em vez de ser uma média das pessoas normais como é o caso da CRL. Outro ponto a favor da ELM é o facto de esta ter em consideração a velocidade da marcha que permite avaliar corretamente cada uma das velocidades do indivíduo em estudo ao contrário da CRL que devido às CAPSJs de baixa velocidade apresentarem valores de ângulos baixos seriam sempre classificadas como tendo problemas, devido à grande diferença de ângulos que existia entre essa CAPSJ e a CRL.

O Anexo L apresenta a Tabela A.5 com os resultados dos testes das ELMs masculinas. Sendo que a ELM masculina escolhida foi a número 193, formada por 12 nós e com os seguintes resultados estatísticos de teste: MSE  $6,50^\circ$  e  $\rho$  98,74%. Na Tabela A.5 verifica-se que existem 32 ELMs masculinas com melhores resultados de MSE e  $\rho$  que a ELM selecionada, porém nenhuma dessas 32 ELMs apresentavam uma boa capacidade de geração, motivo pelo qual não foram selecionadas. As limitações na capacidade de geração das 32 ELMs devem-se ao facto de estas ELMs terem sido treinadas e testadas com um número de neurónios muito elevado que elevado, que causou um sobreajuste.

A Fig.3.15 apresenta as CAPSJs, obtidas pela ELM masculina selecionada, para o homem desconhecido.

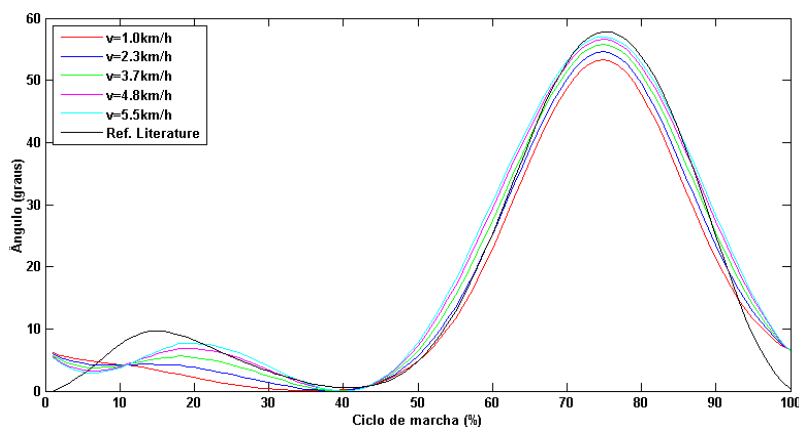


Fig. 3.15 – CAPSJs, para cinco velocidades de marcha, geradas pela ELM masculina para o homem com características que a TIC desconhece

A ELM masculina selecionada é capaz de gerar CAPSJs com o perfil e a distribuição em função da velocidade corretos, como se pode verificar na Fig.3.15. Comparando as CAPSJs geradas pela ELM com a CRL verifica-se que têm valores semelhantes, contudo a ELM apresenta variações resultantes de esta ter em consideração que a velocidade afeta a perfil das CAPSJs. Assim sendo as CAPSJs da ELM permitem realizar uma análise mais específica que a CRL.

Um ponto que se verificou na utilização da ELM é que esta consegue gerar CAPSJs com um perfil correto para indivíduos com características de entrada, próximas das que ela conhece (utilizadas para treinar a ELM) caso as características tenham valores muito distantes, as CAPSJs geradas podem nem sempre ser fiáveis, como se irá comprovar no capítulo 4. Esta proximidade de valores não se restringe apenas às características do indivíduo desconhecido terem valores próximos ou dentro do intervalo de características conhecidas pela ELM, mesmo dentro do intervalo podem existir conjuntos de características distantes das conhecidas pela ELM, devido a existirem grandes intervalos entre os valores que a ELM conhece, que não permitem obter CAPSJs fiáveis. Esta limitação pode ser superada em trabalhos futuros através do treino da ELM com um maior número de dados.

O tempo médio de teste das 696 ELMs testadas (femininas e masculinas) foi de 0,01s. Sendo a ELM com menor tempo de teste e a ELM com maior tempo de teste tiveram respetivamente os seguintes tempos 0,01s e 0,04s, num computador de 2GB RAM, 2,16GHz.

### 3.5.3. Aplicação da MSVR

As matrizes utilizadas para treinar e testar os MSVRs foram as matrizes obtidas, para cada um dos géneros, com o código descrito no Anexo I: matriz de treino de entrada, matriz de treino de saída, matriz de teste de entrada e matriz de teste de saída. Foram utilizadas estas matrizes para que as três TICs utilizassem os mesmos dados de treino e teste, para no final se poderem comparar os seus resultados.

No Anexo O encontra-se descrito o código desenvolvido em MATLAB utilizado para treinar e testar os MSVRs de cada género. O código desenvolvido tem como base o código criado por (Pérez-Cruz *et al*, 2002), o autor do algoritmo do MSVR.

Para cada um dos géneros foram testados e treinados 9 800 MSVRs. Em cada um dos MSVRs era alterado o valor de um dos três parâmetros:  $C$ ,  $\varepsilon$  ou  $\Upsilon$  (parâmetros descritos no sub-subcapítulo 2.4.3 deste relatório). Onde cada parâmetro tomou os seguintes valores  $C=\{0,001; 1; 1,1; 1,5; 1,8; 2; 2,2; 2,8; 5; 8; 10; 12; 14; 16; 18; 20; 25; 30; 35; 40; 45; 50; 55; 60; 65; 70; 75; 80; 85; 90; 95; 100; 500; 1000; 10000\}$ ;  $\varepsilon=\{1,0\times 10^{-6}; 1,0\times 10^{-3}; 0,01; 0,1; 0,2; 0,3; 0,4; 0,5; 0,6; 0,7; 0,8; 0,9; 1; 10\}$ ; e  $\Upsilon=\{0,01; 0,05; 0,1; 0,2; 0,5; 1; 2; 4; 8; 10; 16; 20; 30; 40; 50; 60; 100; 200; 500; 1000\}$ . Os intervalos dos parâmetros foram escolhidos com base nos intervalos apresentados para estes mesmos parâmetros nos seguintes estudos (Pérez-Cruz *et al*, 2002), (Xu *et al*, 2012) e (Ribeiro e Lopes, 2013). Os vários valores dos parâmetros foram combinados e utilizados de forma a conseguir obter os melhores resultados estatísticos para os MSVRs. Cada conjunto de parâmetros ( $C$ ,  $\varepsilon$  e  $\Upsilon$ ) só foi utilizado num MSVR, pois no algoritmo desta TIC não existem variáveis aleatórias.

No final o código descrito no Anexo O é guardada uma matriz com os valores dos parâmetros e os resultados estatísticos de teste de cada um dos MSVRs testados. Este código não guarda o melhor MSVR pois conhecendo os três parâmetros do MSVR selecionado é possível obtê-lo novamente uma vez que não existem variáveis com valores aleatórios.

Neste relatório não foi possível apresentar os resultados de todos os MSVRs treinados e testados, da mesma forma que foi feito para as outras duas TICs, devido a ter sido treinado e testado um elevado número de MSVRs. Contudo, uma vez que esta TIC não possui variáveis aleatórias e são conhecidos os valores testados para cada um dos parâmetros, utilizando o código do Anexo O pode-se obter todos estes resultados facilmente.

Dos 9 800 MSVRs testados para o género feminino, o melhor tinha um MSE de teste de  $6.70^\circ$  e um  $\rho$  de teste de 98.63%. Este MSVR feminino possuía os seguintes parâmetros:  $C=80$ ,  $\varepsilon=10$  e  $\Upsilon=1000$ . O MSVR masculino selecionado apresentou os seguintes resultados estatísticos de teste: MSE  $7.67^\circ$  e  $\rho$  98.47%; e foi treinado e testado com os seguintes valores:  $C=100$ ,  $\varepsilon=1,0\times 10^{-6}$  e  $\Upsilon=500$ .

A Fig.3.16 e a Fig.3.17 apresentam as CAPSJs geradas, pelos MSVRs selecionados, para a mesma mulher e para o mesmo homem com características desconhecidas estudadas pelas outras duas TICs. Estas CAPSJs foram obtidas através do código descrito no Anexo P, que após gerar o MSVRs feminino e masculino com os parâmetros acima referidos como os que permitem obter os melhores resultados estatísticos para cada um dos géneros, gera as CAPSJs para os indivíduos desconhecidos. Após a geração das CAPSJs este código realiza a remoção do *offset* e o alinhamento dos máximos a 75% do ciclo de marcha, das CAPSJs geradas; e traça a CRL.



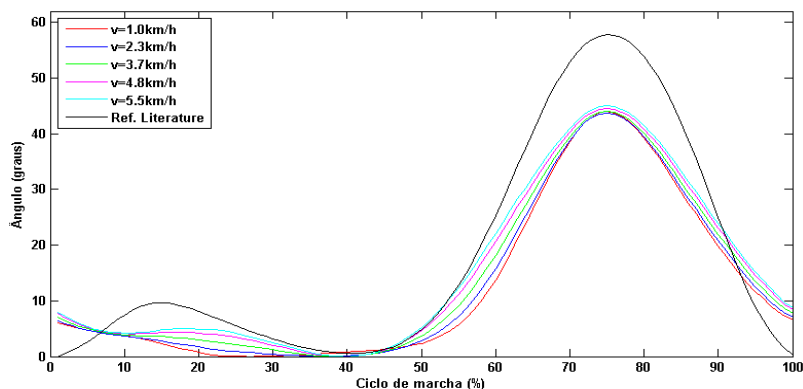


Fig. 3.16 – CAPSJs, para cinco velocidades de marcha, geradas pelo MSVR feminino para a mulher com características que a TIC desconhece

Os resultados do MSVR feminino, Fig.3.16, apresentam CAPSJs capazes de descrever corretamente o perfil das curvas dos joelhos de indivíduos com uma marcha normal. Comparadas com a CRL, as CAPSJs do MSVR apresentam valores de ângulos inferiores.

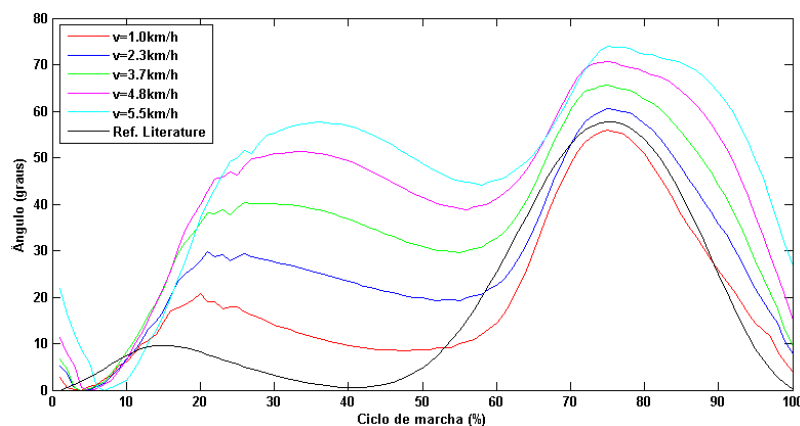


Fig. 3.17 – CAPSJs, para cinco velocidades de marcha, geradas pelo MSVR masculino para o homem com características que a TIC desconhece

Analisando a Fig.3.17 verifica-se que as CAPSJs geradas pelo MSVR masculino para o homem desconhecido não são fiáveis, pois não apresenta os valores de ângulos e o perfil esperado. Embora o MSVR masculino selecionado não consiga gerar as CAPSJs do homem desconhecido consegue gerar CAPSJs fiáveis para homens com características próximas das características utilizadas para treinar os MSVRs masculinos. Portanto é provável que o aumento do número de amostras de treino aumente a capacidade de geração do MSVR.

Durante o treino do MSVR constatou-se que o aumento dos limites dos intervalos de valores dos parâmetros ( $C$ ,  $\epsilon$  e  $Y$ ) não traria melhores resultados, uma vez que se verificou que o valor do MSE de teste tinha estabilizado.

O tempo de teste mínimo dos 19 600 MSVRs testados (femininos e masculinos) foi de  $2,00 \times 10^{-4}$ s e o tempo máximo foi de  $9,00 \times 10^{-4}$ s. Sendo que em média cada MSVR apresentou um tempo de teste de  $5,60 \times 10^{-4}$ s, num computador de 2GB RAM, 2,16GHz.

### 3.5.4. Comparação das três TICs

Após treinar e testar as três TICs foi necessário comparar os melhores resultados de cada uma para decidir qual a melhor TIC para representar cada um dos géneros.

A Tabela 3.6 e a Tabela 3.7 apresentam os resultados estatísticos de teste de cada uma das três TICs testadas para o género feminino e para o género masculino, respetivamente.

Tabela 3.6 – Resultados estatísticos de teste das TICs femininas selecionadas

<i>TIC</i>	<i>MSE teste (graus)</i>	<i>ρ teste (%)</i>
RNA	7,99	98,31
ELM	6,58	98,63
MSVR	6,70	98,63

Analisando a Tabela 3.6 verifica-se que das três TICs testadas para o género feminino, a que apresenta melhores resultados estatísticos é a ELM, pois apresenta um menor MSE, de 6,58° e um  $\rho$  elevado de 98,63%.

Tabela 3.7 – Resultados estatísticos de teste das TICs masculinas selecionadas

<i>TIC</i>	<i>MSE teste (graus)</i>	<i>ρ teste (%)</i>
RNA	5,19	98,94
ELM	6,50	98,74
MSVR	7,67	98,47

Para o género masculino a TIC obtida com melhores resultados estatísticos foi a RNA como se pode ver nos resultados apresentados na Tabela 3.7.

Como já foi referido outro dos pontos importantes a ter em consideração na seleção de uma TIC é a sua capacidade de gerar CAPSJs fiáveis. Na Fig.3.18 encontram-se representadas as CAPSJs geradas para a mulher desconhecida por cada uma das três TICs femininas e a CRL, já apresentadas neste relatório. Analisando as CAPSJs das três TICs femininas verifica-se que todas elas apresentam o perfil das CAPSJs humano.

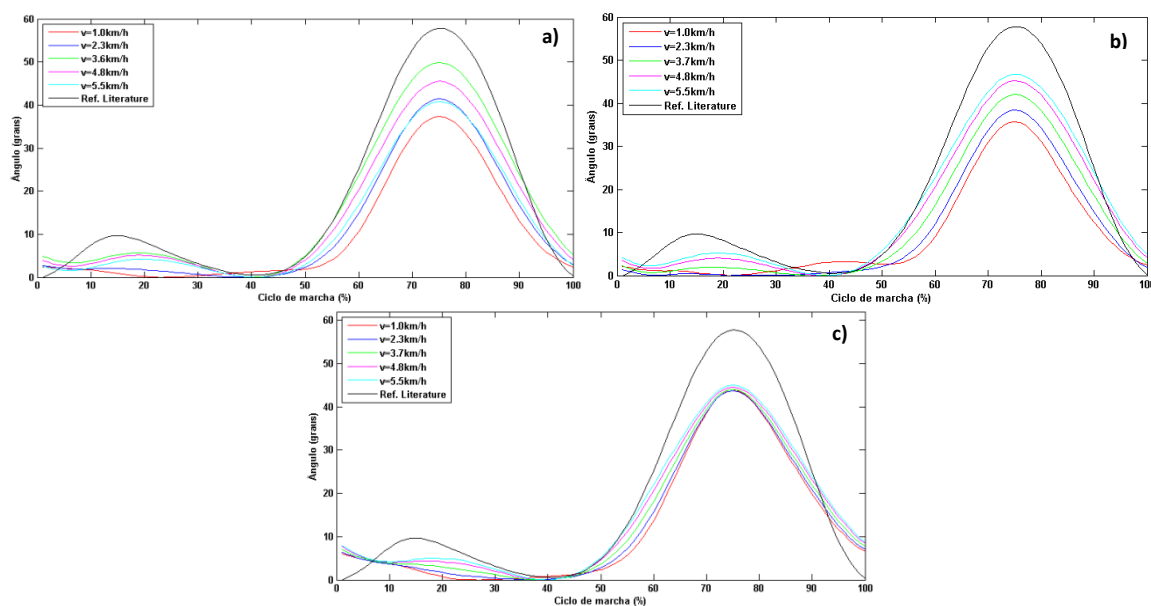


Fig. 3.18 – CAPSJs, para a mulher com características que as TICs desconhecem, geradas: a) pela RNA feminina; b) pela ELM feminina; c) pelo MSVR feminino

Ao contrário da ELM feminina e do MSVR feminino, a RNA feminina não apresenta uma distribuição da primeira onda de flexão em função da velocidade de marcha, ou seja, o máximo desta onda não aumenta com o aumento da velocidade. Portanto a RNA feminina não gera CAPSJs de acordo com as CAPSJs esperadas em indivíduos normais. Todas as CAPSJs geradas para a mulher desconhecida, pela três TICs possuem valores distantes da CRL, que pode resultar do facto da CRL não ter em conta as alterações causadas pelo fator do género.

Outro ponto que diferencia as CAPSJs das três TICs é o intervalo de valores, no qual se encaixam os máximos da segunda onda de flexão: na RNA feminina e na ELM feminina a maioria dos máximos da segunda onda de flexão encontram-se distribuídos no intervalo de 45 a 50°; enquanto no MSVR feminino a maioria destes máximos encontram-se entrados no intervalo de 42 a 45°. De forma a saber qual dos intervalos é o mais correto comparou-se estes valores com os valores de um dos indivíduos normais femininos que possui seguintes características, idade 21 anos; altura 1,59m; e massa corporal 56kg, que são idênticas às da mulher desconhecida. Uma vez que a maioria das CAPSJs da mulher normal, encontram-se distribuídas do intervalo de ângulos entre 45 e 50°, conclui-se que os resultados obtidos pela RNA e pela ELM são fiáveis.

Tendo em consideração os resultados estatísticos de teste e a capacidade de geração das TICs femininas concluiu-se que a melhor TIC para gerar as CAPSJs de referência para os joelhos femininos é a ELM. Para além disso a ELM possui um código simples que torna fácil o processo de atualização desta caso se pretenda adicionar mais dados de indivíduos normais para melhorar as capacidades de geração da ELM.

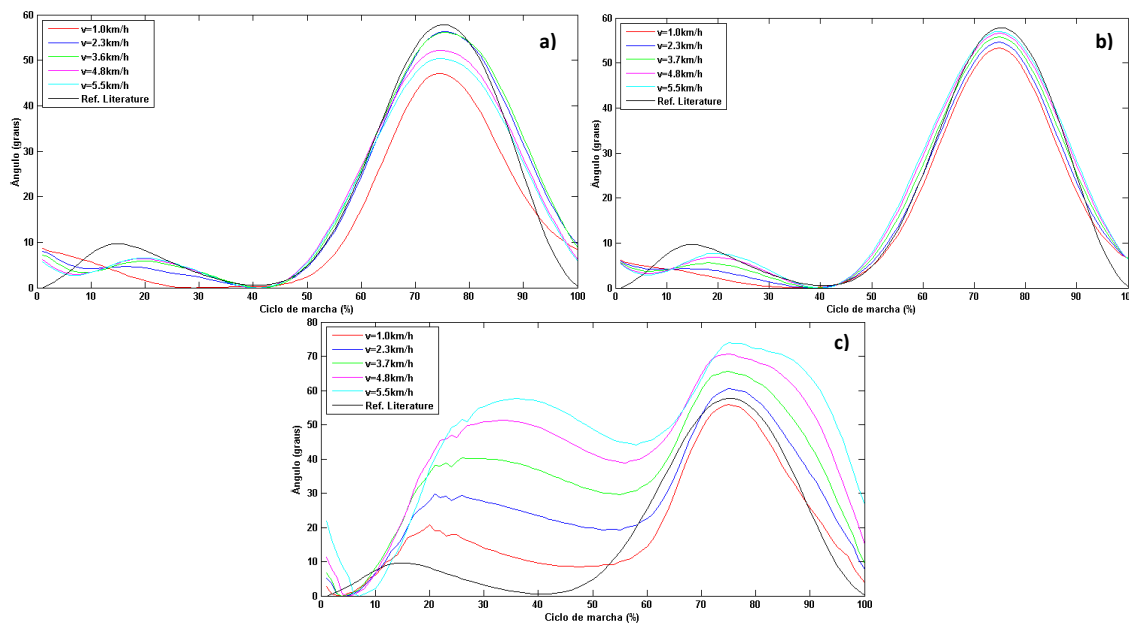


Fig. 3.19 – CAPSJs, para o homem com características que as TICs desconhecem, geradas: a) pela RNA masculina; b) pela ELM masculina; c) pelo MSVR masculino

A Fig.3.19 apresenta as CAPSJs geradas por cada uma das TICs masculinas selecionadas, para o homem com características desconhecidas, CAPSJs estas que já foram apresentadas anteriormente neste relatório. Como já tinha sido referido as CAPSJs geradas pelo MSVR masculino não apresentam fiabilidade nem significado, pois não apresentam valores de ângulos e o perfil da CAPSJ esperado. Futuramente podem ser realizados novos treinos e testes do MSVR com um maior número de amostras, capazes de representarem um maior leque de valores de características de entrada, para verificar se desta forma os resultados obtidos com o MSVR melhorariam ou não. O MSVR feminino conseguiu gerar as CAPSJs para a mulher desconhecida devido a esta possuir características próximas às conhecidas pela MSVR selecionada. Embora o MSVR masculino não tenha conseguido gerar as CAPSJs do homem desconhecido a RNA masculina e a ELM masculina, utilizando os mesmos dados de treino que o MSVR, conseguiram gerar CAPSJs com o perfil muito próximo do perfil da CRL e com uma distribuição dependente da velocidade de marcha. Este resultado mostra que a RNA e a ELM conseguem fazer melhores gerações para indivíduos com características distantes das conhecidas pela TIC. Sendo que as CAPSJs da ELM possuem um perfil mais próximo da CRL que as CAPSJs geradas pela RNA masculina.

Na Fig.3.19 a) e b) verifica-se que as CAPSJs geradas pela ELM, ao contrário das CAPSJs geradas pela RNA apresentam uma distribuição em função da velocidade de marcha. Uma vez que as CAPSJs geradas pela ELM masculinas apresentam maior fiabilidade que as CAPSJs da RNA masculina e a diferença dos resultados estatísticos entre as duas TICs não é muito significativa, foi selecionada a ELM para gerar as CAPSJs dos indivíduos do género masculino.

Este trabalho tem como objetivo a integração das TICs num *software* de utilização pós análise do indivíduo no sistema de análise cinemática. Assim sendo qualquer uma das três TICs possui uma boa velocidade de teste como se pode verificar na Tabela 3.8, que apresenta o tempo médio de teste da RNA, da ELM e do MSVR. Porém no caso de ser necessário gerar

CAPSJs em tempo real teria de se considerar o tempo de teste das TICs como um parâmetro que afetava a escolha da melhor TIC para cada um dos géneros.

Tabela 3.8 – Tempo médio de geração de cada uma das TICs testadas

<i>TIC</i>	<i>Tempo de geração (s)</i>
RNA	0,23
ELM	0,01
MSVR	$5,60 \times 10^{-4}$

Esta tabela mostra que o MSVR seguido da ELM são as TICs com tempos de geração mais curtos e portanto as mais indicadas para o caso de se pretender gerar CAPSJs em tempo real.

Com este estudo conclui-se que a ELM é a TIC indicada para gerar as CAPSJs de indivíduos do género feminino e do género masculino. Sendo que as CAPSJs geradas são obtidas tendo em conta as características do indivíduo em estudo permitindo obter uma CAPSJ de referência específica para o indivíduo. Esta TIC também é capaz de gerar CAPSJs em função da velocidade de marcha o que permite gerar CAPSJs para indivíduos com limitação de mobilidade, que possuem uma baixa velocidade de marcha quando comparada com a velocidade normal de marcha dos indivíduos normais, que é a velocidade representada pela CRL.

A ELM femininas e a ELM masculina selecionadas serão utilizadas no próximo capítulo deste relatório para gerar as CAPSJs de alguns indivíduos que sofreram uma rutura no ligamento cruzado anterior do joelho, permitindo avaliar a severidade atual da sua lesão.

Todo este estudo descrito ao longo deste capítulo foi utilizado para escrever o artigo científico, presente no Anexo Q; desenvolvido com o objetivo de divulgar as conclusões obtidas sobre estas três TICs na geração do movimento do joelho humano. Parte da informação deste capítulo também foi utilizada para realizar um resumo (Vieira *et al*, 2015) e um *poster* que se elaborou para a apresentação de trabalhos científicos realizada no 4º Encontro Nacional de Bioengenharia IEEE 2015.



## 4. CAPÍTULO 4 – ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA

A comparação visual entre a CAPSJ real de um indivíduo e a CAPSJ gerada pela ELM para o mesmo indivíduo, permite retirar algumas conclusões sobre o estado do joelho do indivíduo. Porém estas conclusões são um pouco subjetivas. De forma a esta comparação entre as CAPSJs ser mais rigorosa e simples, desenvolveu-se um índice global, apresentado neste capítulo, que indica o estado da severidade da patologia através de cálculos e comparações realizadas através de um *software* desenvolvido.

No subcapítulo 4.1 são apresentados os indivíduos que sofreram uma lesão num dos joelhos há cerca de quatro anos atrás. No subcapítulo 4.2 é descrito o *software* desenvolvido com o objetivo de comparar a CAPSJ real e a CAPSJ gerada pela ELM, através do cálculo de vários índices, incluindo um índice global criado neste trabalho. No subcapítulo 4.3 é apresentado o valor do índice global e do GVS para cada um dos indivíduos que sofreram uma lesão no joelho. Os resultados destes cálculos são comparados no fim deste subcapítulo de forma a concluir qual o índice mais indicado para avaliar a severidade da patologia da marcha.

### 4.1. Indivíduos que sofreram uma rutura no ligamento cruzado de um dos joelhos

Utilizando o sistema de aquisição da cinemática da marcha descrito no subcapítulo 3.2 foram realizados exames de marcha a 11 indivíduos lesionados, ou seja, indivíduos que sofreram uma lesão num dos joelhos, 1 mulher e 10 homens, que se voluntariaram para participarem neste estudo. Estes indivíduos foram submetidos a uma cirurgia de reconstrução, ligamentoplastia, há cerca de quatro anos atrás, após sofrerem uma rutura no ligamento cruzado anterior de um dos joelhos. Alguns destes indivíduos já voltaram a ser submetidos a uma outra intervenção cirúrgica no mesmo ou no outro joelho, antes ou após a ligamentoplastia referida. Estes exames decorreram no hospital de acolhimento dos indivíduos em estudo. Dos indivíduos lesionados realizaram o estudo da marcha para cinco velocidades diferentes, com os seguintes valores aproximados: 1,0; 2,3; 3,6; 4,8 e 5,5 km.h<sup>-1</sup>.

As CAPSJs recolhidas dos indivíduos lesionados, como será descrito mais à frente neste relatório, serão utilizadas para analisar o estado da marcha do indivíduo através do cálculo do GVS e do índice global desenvolvido neste trabalho, que comparam as CAPSJs reais do indivíduo com as CAPSJs geradas pela ELM. Como já foi referido a ELM apenas consegue gerar CAPSJs fiáveis para indivíduos com conjuntos de características de entrada, próximos daqueles que ela conhece, ou seja, próximos dos conjuntos de características utilizados para treinar a TIC. Na Tabela 4.1 encontram-se representados os intervalos de cada uma das características de entrada assim como a sua média e o desvio padrão, para os indivíduos lesionados do género masculino.

Tabela 4.1 – Características dos indivíduos lesionados do género masculino

	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão
Altura (m)	1,69	1,89	1,79	0,06
Idade (anos)	20	38	30	5
Massa corporal (kg)	74	111	86	12
Velocidade de teste (km.h <sup>-1</sup> )	1,30	5,60	3,71	1,61

Comparando a Tabela 4.1 com a Tabela 3.5, que contém as características dos indivíduos normais, verifica-se que as características da Tabela 4.1 se encontram dentro ou próximas intervalos das características da Tabela 3.5, portanto espera-se que a ELM consiga gerar CAPSJs fiáveis.

O indivíduo lesionado do género feminino, na altura do exame, tinha 19 anos, media 1,63m e pesava 49kg. Esta mulher realizou a análise da marcha com cada uma das velocidades acima referidas. Comparando as características desta mulher com as características dos indivíduos normais do género feminino registadas na Tabela 3.4 conclui-se que as características desta mulher se encontram dentro dos intervalos de características conhecidas pela ELM feminina.

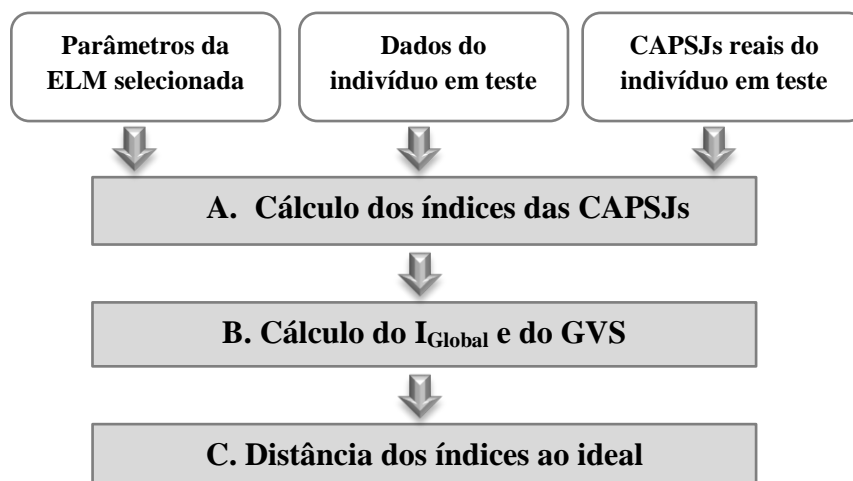
No Anexo R encontra-se representada a Tabela A.6 com as características de cada um dos indivíduos lesionados, a indicação do joelho lesionado, do ano da ligamentoplastia e de outros problemas que os joelhos destes indivíduos já tenham sofrido.

#### 4.2. Comparação das Curvas dos Ângulos do Plano Sagital do Joelho

Este subcapítulo apresenta o *software* desenvolvido com o objetivo de comparar as CAPSJs reais dos indivíduos com as CAPSJs de referência geradas pela ELM, de forma a visualizar e quantificar o grau de afastamento entre as CAPSJs sendo que quanto maior for o afastamento maior será a severidade da patologia do indivíduo. Esta análise computacional é útil pois a marcha humana é constituída por uma sequência de múltiplos eventos rápidos e complexos que dificultam a sua análise clínica, principalmente quando o indivíduo já se encontra próximo de estar recuperando. Por exemplo, a marcha de um indivíduo pode ser classificada de normal através de uma análise visual e a análise computacional pode indicar algumas limitações impossíveis de identificar visualmente, como se verificará na análise dos indivíduos lesionados, que segundo a análise visual médica foram classificados como recuperados.

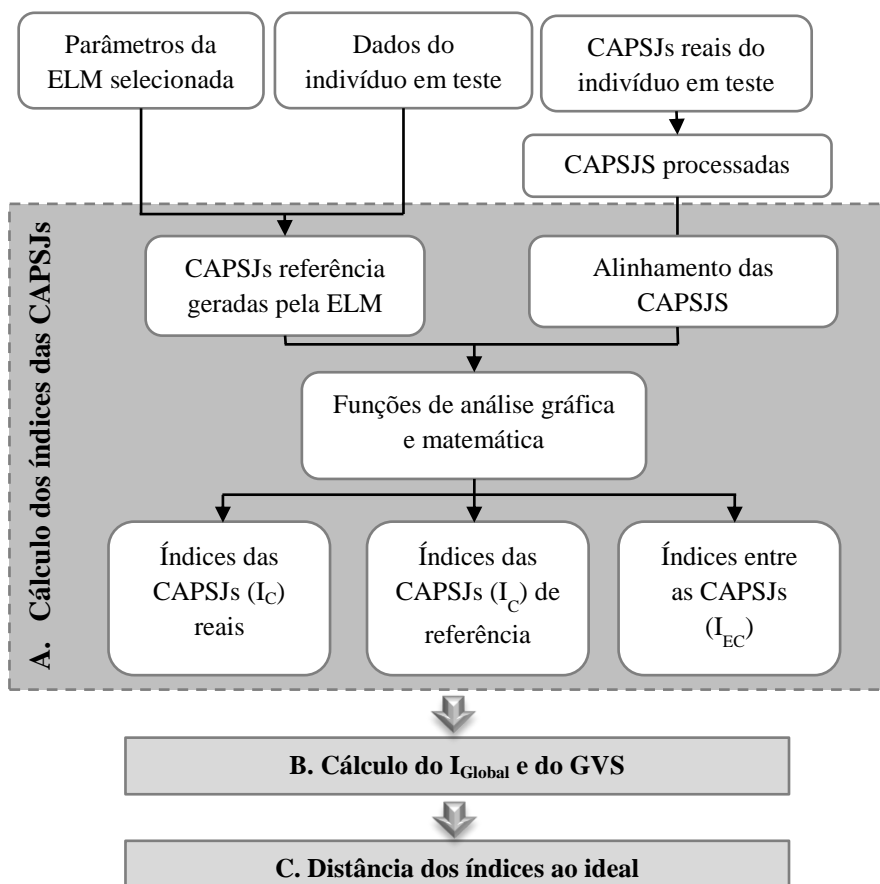
O *software* desenvolvido é constituído por três fases: A) cálculo dos índices das CAPSJs, B) cálculo do  $I_{Global}$  e do GVS e C) Distância dos índices ao ideal. Sendo que na primeira fase (A), entram os parâmetros das ELMs selecionadas, no capítulo 3, para cada um dos géneros, feminino e masculino; os dados dos indivíduos, que consistem na velocidade de marcha e nas características dos indivíduos (altura, idade, massa corporal e género); e as CAPSJs reais dos indivíduos, obtidas com o sistema de análise cinemática da marcha, descrito no subcapítulo 3.2. A Fig.4.1 ilustra o esquema do *software* desenvolvido.



Fig. 4.1 – Esquema geral do *software* desenvolvido

### A. Cálculo dos índices das CAPSJs

A primeira fase (A) do *software* foi desenvolvida em MATLAB e é responsável pela comparação gráfica entre as CAPSJs reais e a CAPSJs de referência, geradas pela ELM; e pelo cálculo dos índices que descrevem as CAPSJs e das diferenças entre as CAPSJs. Na Fig.4.2 encontra-se representado em detalhe as etapas desta parte do *software*.

Fig. 4.2 – Esquema do *software* desenvolvido, com detalhe na fase do cálculo dos índices das CAPSJs

As CAPSJs reais dos indivíduos em teste antes de serem utilizadas pelas funções de análise gráfica e matemática são submetidas ao processamento descrito no subcapítulo 3.3 deste relatório. Após o processamento os máximos das CAPSJs direitos são alinhados a 75% do ciclo de marcha e os máximos das CAPSJs esquerdos são alinhados a 25% do ciclo de marcha.

As funções de análise gráfica e matemática realizam a análise das CAPSJs reais processadas e das CAPSJs geradas pela ELM selecionada para cada um dos indivíduos com base nos dados destes (Anexo S). Sendo que em função do género do indivíduo o *software* utiliza a ELM selecionada para o género em causa.

As funções de análise gráfica e matemática permitem calcular 7 índices ( $I_C$ ) de cada uma das 4 CAPSJs: CAPSJs direito e esquerdo reais (índices das CAPSJs ( $I_C$ ) reais), e CAPSJs direito e esquerdo geradas pela ELM (índices das CAPSJs ( $I_C$ ) de referência). Embora ELM gere a mesma CAPSJ para ambos os joelhos são calculados os  $I_C$  de cada CAPSJ pois o diferente alinhamento das CAPSJs, em função do joelho, faz com que estas tenham diferentes índices. Os 7  $I_C$  calculados pelo *software* e normalmente utilizados por (Mostayed *et al*, 2010), (Gabel *et al*, 2012), (Pietraszewski *et al*, 2012), são os seguintes:

- **Área de 0% a 50% do ciclo da marcha ( $A_{0-50}$ )** – apresenta a área por baixo da CAPSJ na primeira metade do ciclo de marcha;
- **Área de 50% a 100% do ciclo da marcha ( $A_{50-100}$ )** – apresenta a área por baixo da CAPSJ na segunda metade do ciclo de marcha;
- **Amplitude máxima de 0% a 50% do ciclo da marcha ( $Amp_{0-50}$ )** – indica a amplitude máxima da CAPSJ na primeira metade do ciclo de marcha;
- **Amplitude máxima de 50% a 100% do ciclo da marcha ( $Amp_{50-100}$ )** – indica a amplitude máxima da CAPSJ na segunda metade do ciclo de marcha;
- **Densidade espectral de potência (DE)** – apresenta a área da DFT (*Discrete Fourier Transform*) da CAPSJ;
- **Área da derivada ( $A_{Dev}$ )** – apresenta a área da derivada da CAPSJ em função da própria CAPSJ;
- **Centro da derivada ( $C_{Dev}$ )** – representa o valor do centro da derivada da CAPSJ em função da própria CAPSJ.

Para além dos  $I_C$  o *software* também calcula 4 índices que relacionam as CAPSJs de reais com as CAPSJs de referência ( $I_{EC}$ ):

- **Índice de simetria (IS)** – indica o grau de simetria das duas CAPSJs, através da medição do ângulo entre o eixo das abcissas e a reta de regressão linear (Gowanda, 2014). Considerando que a CAPSJ de referência é expressa no eixo das abcissas e a CAPSJ real é expressa no eixo das ordenadas: o  $IS=45^\circ$ , significava que a CAPSJ real é igual à CAPSJ de referência, logo o indivíduo tem uma marcha ideal; o  $IS<45^\circ$  poderá indicar limitações uma vez que executa ângulos abaixo do ideal; o  $IS>45^\circ$ , também poderá indicar limitações na marcha pois a realização de ângulos muito elevados pode danificar a articulação do joelho.

- **Coefficiente de determinação ( $R^2$ )** – consiste no coeficiente de determinação da regressão das duas CAPSJs.
- **DTW (Dynamic Time Warping)** – mede a similaridade entre as duas CAPSJs ao nível do tempo e da velocidade, conseguindo comparar formas de onda similares que se encontrem em diferentes fases no eixo do ciclo da marcha. Este índice é importante para selecionar as séries de tempo de marcha úteis, ou seja, os intervalos de marcha livres de falhas, como por exemplo um perfil incorreto num segmento da CAPSJ resultante de uma distração do indivíduo durante o exame à marcha. O DTW possui um valor igual a zero quando as duas CAPSJs são totalmente similares (Müller, 2007).
- **GVS** – como já foi explicado no subcapítulo 2.5, o GVS consiste no RMS de uma variável cinemática da marcha, neste caso o joelho. Quando, em trabalhos futuros, for realizada a análise das outras variáveis cinemáticas da marcha, podem ser utilizados os GVSs de cada variável para obter o GPS e o MAP que são indicadores de marcha apresentados na literatura (Baker *et al*, 2009), (Beyon *et al*, 2010), (Celletti *et al*, 2013), (Speciali *et al*, 2013), (Speciali *et al*, 2014).

O Anexo U apresenta os índices determinados para os indivíduos de referência normais, sendo que a Tabela A.7 descreve os índices das CAPSJs reais e a Tabela A.8 descreve os índices das CAPSJs da ELM e da sua comparação com as CAPSJs reais. As Tabelas A.9 e A.10 do Anexo V apresentam os mesmos resultados que as tabelas que o Anexo U, mas com os resultados dos índices obtidos para os indivíduos lesionados em estudo.

Na Fig.4.3 encontra-se representado um resultado exemplo da resposta desta parte do *software*, para um dos 11 indivíduos lesionados, com as seguintes características: género masculino, altura 1,89m, idade 20 anos, massa corporal 78kg, velocidade de marcha 3,9km.h<sup>-1</sup> e joelho lesionado esquerdo. No *display* da GUI são apresentados: os gráficos que comparam a CAPSJ real com a CAPSJ gerada pela ELM, permitindo realizar a comparação visual das CAPSJs, e os respetivos  $I_{EC}$ . Também são apresentados os gráficos que comparam a CAPSJ real com a CRL e os respetivos  $I_{EC}$ . Porém neste trabalho não são analisados os gráficos que comparam as CAPSJs com a CRL porque como já foi referido no capítulo 3 e como se pode ver na Fig.4.3 a CRL possui ângulos distantes dos ângulos dos indivíduos em estudo. A sua representação foi realizada apenas para comprovar essa diferença. Os  $I_C$  das CAPSJs reais e das CAPSJs geradas pela ELM são apresentados no *workspace* e no *command window* do MATLAB. Para trabalhos futuros sugere-se a apresentação de todos os índices calculados, no *display* da GUI. No Anexo T encontra-se descrito o manual de utilizador desta parte do *software* e a forma como este apresenta os resultados.

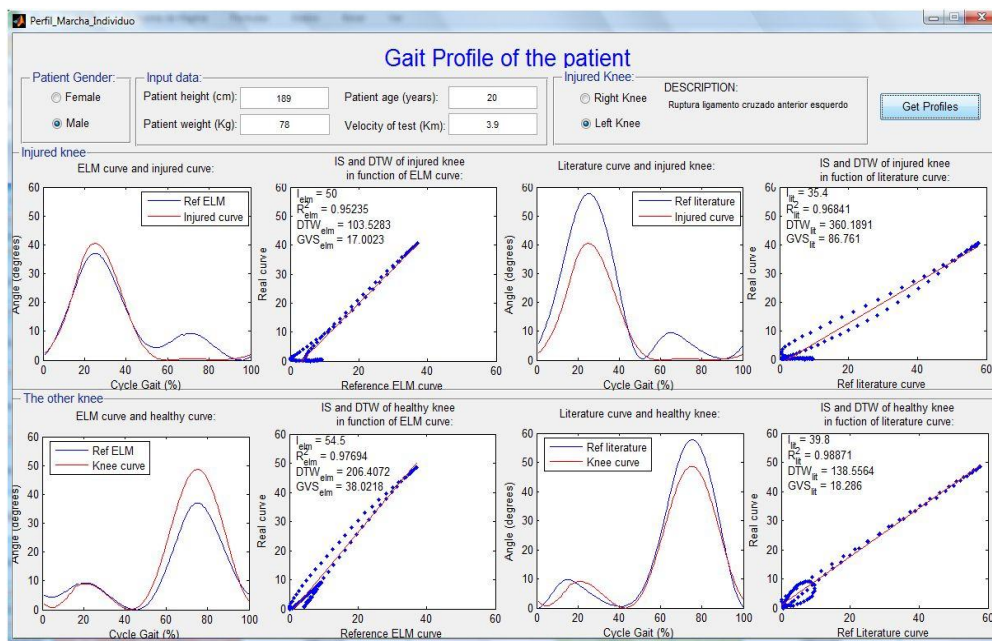


Fig. 4.3 – Resultados apresentados pela etapa do cálculo dos índices das CAPSJs, para um dos indivíduos lesionados

### B. Cálculo do $I_{Global}$ e do GVS

Esta segunda etapa do *software* tem com objetivo calcular um índice global,  $I_{Global}$ , capaz de indicar o grau de severidade da patologia do indivíduo em estudo, em função do joelho e da velocidade da marcha, através de fórmulas matemáticas que relacionam diversos índices. Esta parte do *software* foi desenvolvida em EXCEL para permitir visualizar todos os dados ao mesmo tempo que se iam criando raciocínios para desenvolver uma fórmula para o  $I_{Global}$ , contudo estes cálculos poderão, em trabalhos futuros, ser adicionados ao código desenvolvido em MATLAB na primeira parte do *software* e apenas com um programa obter o resultado final. Na Fig.4.4 encontra-se representado em detalhe as etapas da segunda parte do *software*.

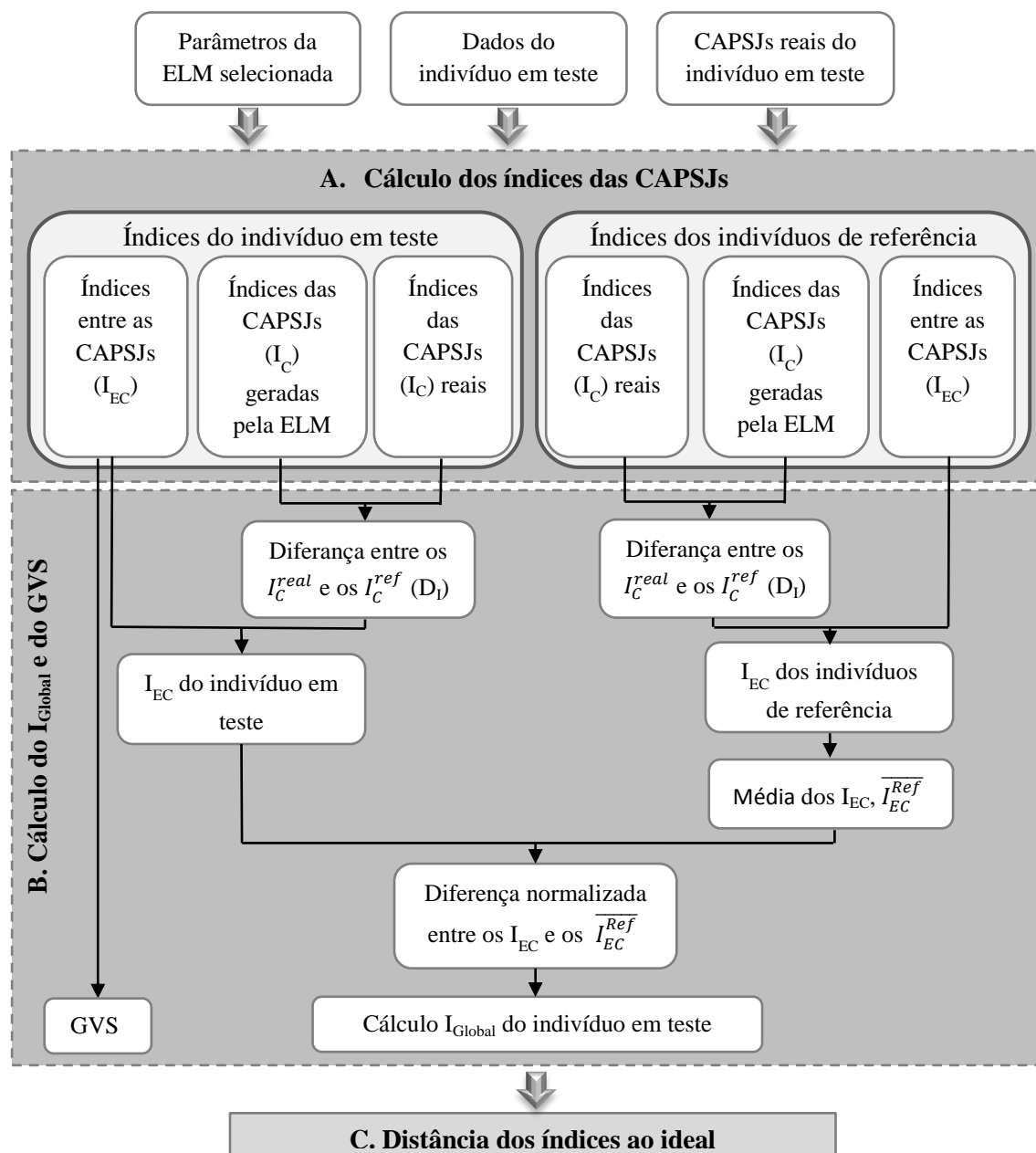


Fig. 4.4 – Esquema do *software* desenvolvido, com detalhe na fase do cálculo do  $I_{Global}$

A segunda parte (B) do *software* começa por calcular a diferença entre os  $I_c$  da CAPSJ real e os  $I_c$  da CAPSJ de referência, para obter a distância que existe entre cada um dos índices das duas CAPSJs, denominado de diferença entre os  $I_c$  ( $D_I$ ). Uma vez que a  $D_I$  indica a distância entre os  $I_c$  da CAPSJ do indivíduo em estudo e os  $I_c$  da CAPSJ que deveria de ter caso tivesse uma marcha normal, CAPSJ de referência, sabe-se que quanto maior for o valor da  $D_I$ , maior será o afastamento da CAPSJ real da referência de normalidade. Para cada um dos sete  $I_c$  o seu  $D_I$  correspondente é dado pela seguinte fórmula:

$$D_{I_i} = |(I_c^{real})_i - (I_c^{ref})_i| \quad (4.1)$$

Onde  $i$  representa cada um dos sete  $I_c$ :  $A_{0-50}$ ,  $A_{50-100}$ ,  $Amp_{0-50}$ ,  $Amp_{50-100}$ ,  $DE$ ,  $A_{dev}$  e  $C_{dev}$ . A utilização do módulo deve-se a neste ponto apenas se querer conhecer a distância entre os índices e não qual das CAPSJs têm um índice superior à outra. Deste cálculo resultam sete  $D_I$ ,

que realizam uma comparação entre CAPSJs, portanto passam a denominar-se índices entre CAPSJs,  $I_{EC}$ , e juntam-se aos outros 4  $I_{EC}$  calculados na primeira etapa (A) do *software* (IS,  $R^2$ , DTW e GVS). Neste estudo, o  $R^2$  não é considerado um  $I_{EC}$  para o cálculo do  $I_{Global}$ . O valor do  $R^2$  serve para indicar se o resultado obtido pelo  $I_{Global}$  pode ser considerado viável ou não. Sendo que o  $I_{Global}$  não deve ser considerado viável se o  $R^2$  tiver um valor muito inferior a 100% (não existe um valor limite, mas um  $R^2$  mais ou menos inferior a 90% pode ser considerado um valor baixo). Um  $I_{Global}$  não viável indica CAPSJs com um perfil incorreto, no caso da CAPSJ real pode dever-se a um problema durante a realização do exame à marcha e no caso da CAPSJ de referência pode dever-se à ELM não ter conseguido gerar a CAPSJ para o indivíduo em estudo, por este possuir características distantes das que a ELM conhece. Este processo é executado para os índices dos indivíduos lesionados e para os índices dos indivíduos normais de referência, resultando que cada um dos dois grupos de indivíduos é descrito por 10  $I_{EC}$ .

Os  $I_{EC}$  dos indivíduos normais de referência são utilizados para calcular o valor médio que os indivíduos normais apresentam nestes índices, para tal é calculada a média dos  $I_{EC}$  de referência, designados de  $\overline{I_{EC}^{Ref}}$ . No caso dos 7  $I_{EC}$ , obtidos através dos sete  $D_I$ , a  $\overline{I_{EC}^{Ref}}$ , para cada um destes  $I_{EC}$ , foi obtida através da RMSD dos  $D_I$  calculados com dados dos indivíduos de referência. No caso dos outros três  $I_{EC}$  (IS, DTW e GVS) a  $\overline{I_{EC}^{Ref}}$  para cada  $I_{EC}$ , foi obtida através da média aritmética dos  $I_{EC}$  calculados com os dados dos indivíduos de referência. Assim sendo cada um dos 10  $I_{EC}$  possuem o seu respectivo  $\overline{I_{EC}^{Ref}}$ , sendo que cada um destes é obtido em função do joelho e da velocidade de marcha em análise, ou seja, cada um dos 10 índices estudados tem 5  $\overline{I_{EC}^{Ref}}$  para cada um dos joelhos, sendo que é um para cada uma das 5 velocidades de marcha testadas. Os valores de cada  $\overline{I_{EC}^{Ref}}$ , em função do género, encontram-se descritos na Tabela A.11 do Anexo W. Sendo que no cálculo de cada uma das  $\overline{I_{EC}^{Ref}}$  não foram considerados os resultados para os quais a ELM não conseguiu gerar CAPSJs fiáveis.

Posteriormente é calculada a diferença entre os  $I_{EC}$  do indivíduo em teste e as  $\overline{I_{EC}^{Ref}}$ , de forma a conhecer a distância entre os índices medidos e os índices de referência. Na realização dos cálculos é utilizado o  $\overline{I_{EC}^{Ref}}$  que corresponde ao mesmo joelho e velocidade do indivíduo lesionado em estudo. Cada uma das 10 diferenças tiveram de ser, posteriormente, normalizadas, para que todas elas tivessem o mesmo peso no cálculo final do  $I_{Global}$ . Para realizar a normalização referida dividiu-se cada uma das diferenças pelo respetivo  $\overline{I_{EC}^{Ref}}$ . A diferença dos  $I_{EC}$  e a normalização desta permite obter o valor que indica a distância de cada índice ao valor do índice de referência, denominando de  $x_i$ , assim sendo a fórmula de cálculo de cada um dos  $x_i$  é a seguinte, onde o  $i$  representa cada um dos 10  $I_{EC}$  estudados:

$$x_i = \frac{I_{EC_i} - \overline{I_{EC}^{Ref}}}{\overline{I_{EC}^{Ref}}} = \frac{I_{EC_i}}{\overline{I_{EC}^{Ref}}} - 1 \quad (4.2)$$

O  $x_i$  pode tomar valores negativos e positivos, onde o sinal apenas indica se a CAPSJs do indivíduo possui valores inferiores ou superiores aos valores de referência, respetivamente. O

sinal do  $x_i$  não tem relevância para este estudo, pois ambos os casos, positivo ou negativo, indicam que o indivíduo não tem uma marcha normal.

O  $I_{Global}$  indica o grau de severidade da patologia num determinado joelho (direito ou esquerdo), para uma determinada velocidade de marcha. O seu cálculo resulta da raiz do desvio quadrático médio (RMSD – *Root Mean Square Deviation*) dos 10  $x_i$ , referentes ao joelho e velocidade em estudo, como descrito na fórmula (4.3).

$$I_{Global} = \sqrt{\frac{1}{10} \sum_{i=1}^{10} x_i^2} \quad (4.3)$$

O  $I_{Global}$  toma valores iguais ou superiores a zero, sendo que quanto maior for o seu valor mais grave é a severidade da patologia de marcha que o indivíduo em estudo apresenta. O  $I_{Global}$  igual a zero não significa que a CAPSJ do indivíduo em teste é igual à CAPSJ de referência mas sim, que os parâmetros calculados para o indivíduo em estudo são iguais ao parâmetros dos indivíduos de referência, como será visto mais à frente os indivíduos de referência possuem CAPSJs próximas às de referência mas não são exatamente iguais a estas. Assim sendo esta abordagem permite comparar o estado do indivíduo em teste com valores de referência previstos para ele e valores de referência que a média dos indivíduos normais apresenta, obtendo uma resposta mais específica.

Na Tabela A.12 do Anexo X encontram-se os resultados dos  $x_i$  e dos  $I_{Globais}$ , calculados para cada um indivíduos normais de referência. A Tabela 4.2 apresenta o intervalo, a média e o desvio padrão dos  $I_{Global}$  e dos GVS obtidos, para cada um dos indivíduos normais de referência, em função do género. Os resultados desta tabela serviram de referência para indicar se um indivíduo possui uma marcha saudável ou patológica, sendo que no primeiro caso o individuo é descrito por índices com valores iguais ou inferiores aos valores máximos dos índices representados na tabela e o segundo caso por valores superiores aos valores máximos dos índices, representados na tabela. Os valores desta tabela são obtidos tendo em consideração todos os  $I_{Global}$  e os GVS resultantes de CAPSJs geradas pela ELM com fiabilidade, sem distinguir o joelho e a velocidade de marcha, pois o valor considerado de referência não depende destes dois fatores, trata-se apenas de um limite, que limita o estado normal do estado com patologia, sendo que a grau de severidade da patologia é tanto maior quanto maior a distância a este limite.

Tabela 4.2 – Limites de referência dos  $I_{Global}$  e GVS, para cada um dos géneros

	<i>Género</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Média</i>	<i>Desvio padrão</i>
$I_{Global}$	<b>Feminino</b>	0,19	1,27	0,63	0,26
	<b>Masculino</b>	0,00	0,97	0,53	0,20
GVS	<b>Feminino</b>	0,41	125,72	18,49	26,69
	<b>Masculino</b>	1,32	69,59	19,39	20,59

Os resultados dos  $x_i$  e dos  $I_{Globais}$  dos indivíduos lesionados em teste encontram-se descritos na Tabela A.13 do Anexo Y, sendo que a sua análise será realizada no próximo subcapítulo.

### C. Distância dos índices ao ideal

A última fase (C) do *software*, ‘Distância dos índices ao ideal’, desenvolvida em EXCEL e em MATLAB, tem como objetivos, representar graficamente os índices obtidos na segunda fase (B) do *software*, em função do IS e do DTW dos dois joelhos reais, e calcular a distância destes à valor do índice caso o indivíduo tivesse o perfil de marcha ideal. Na Fig.4.5 encontra-se representado em detalhe as etapas desta última fase do *software*.

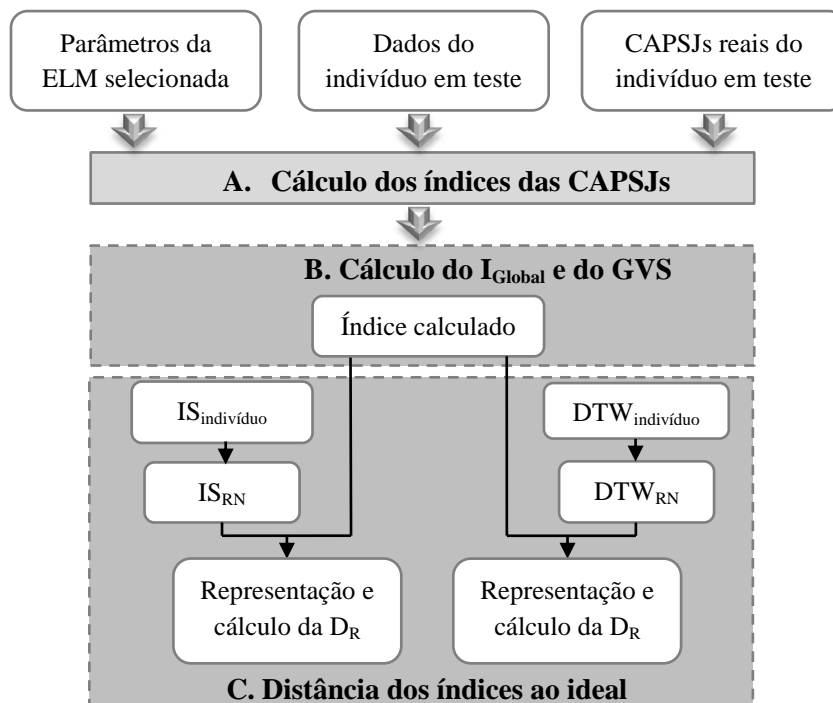


Fig. 4.5 – Esquema do *software* desenvolvido, com detalhe na fase da distância dos índices ao ideal

A representação gráfica dos  $I_{Global}$  e GVS, calculados na segunda fase (B) do *software*, tem como objetivo facilitar a análise dos resultados e a sua classificação como normal ou patológico. Esta representação foi realizada através de um código desenvolvido em MATLAB, Anexo Z.

Uma vez que a terceira fase (C) do *software* executa as mesmas etapas para ambos os índices ( $I_{Global}$  e GVS), na Fig.4.5 é representado um esquema genérico, onde cada um destes dois índices é representado pela célula denominada ‘Índice calculado’.

Nesta fase começam por ser calculados os índices  $IS_{indivíduo}$ ,  $DTW_{indivíduo}$  e  $R^2$  entre a CAPSJ esquerdo e a CAPSJ direito, numa determinada velocidade de marcha, das CAPSJs reais dos indivíduos normais de referência e dos indivíduos lesionados. Sendo que o  $IS_{indivíduo}$  e o  $DTW_{indivíduo}$  servem para comparar os perfis dos dois joelhos dos indivíduos, para cada velocidade. Onde o IS foi obtido dispondo a CAPSJ direito no eixo das abcissas e a CAPSJ esquerdo no eixo das ordenadas. O  $R^2$  foi apenas calculado para verificar se as CAPSJs eram viáveis, tal como aconteceu na segunda fase (B) do *software*.

Teoricamente seria de esperar que os dois joelhos descrevessem o mesmo movimento, que resultaria em que as CAPSJs direito e esquerdo fossem iguais ( $IS=45^\circ$  e  $DTW=0$ ), mas na realidade isso pode não acontecer mesmo em indivíduos normais pois têm uma perna dominante em relação à outra (Lathrop-Lambach *et al*, 2013). Um indivíduo lesionado até



ficar completamente recuperado pode continuar a utilizar como dominante o mesmo joelho que era dominante antes de ficar lesionada ou pode utilizar o outro joelho, temporariamente, como dominante para proteger o joelho lesionado. Assim sendo estes índices podem também auxiliar na análise do estado da severidade da patologia. Os resultados destes dois índices para os indivíduos normais de referência e para os indivíduos lesionados, encontram-se representados na Tabela A.7 do Anexo U e na Tabela A.9 do Anexo V, respetivamente.

A Tabela 4.3 apresenta intervalos, médias e desvios padrão, dos resultados destes dois índices, presentes na Tabela A.7 do Anexo U, para cada um dos géneros dos indivíduos de referência, que serviram de referência para a classificação da marcha do indivíduo como normal ou patológica.

Tabela 4.3 – IS e DTW de referência entre as CAPSJs direito e esquerdo, reais, para cada um dos géneros

	<i>Género</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Média</i>	<i>Desvio padrão</i>
<b>IS<sub>indivíduo</sub></b>	Feminino	36,30	50,90	42,95	3,12
	Masculino	39,00	53,00	44,10	3,41
<b>DTW<sub>indivíduo</sub></b>	Feminino	33,63	276,16	96,94	50,42
	Masculino	30,87	387,21	109,21	74,53

Na Tabela 4.3 verifica-se que a média do IS é inferior a 45° que seria o valor ideal do IS, onde as CAPSJs dos dois joelhos seriam iguais. O facto o IS ser inferior a 45° indica que os indivíduos estudados são dominantes da perna direita, dados que coincide como a informação fornecida pelos indivíduos normais de referência. O desvio padrão descrito na Tabela 4.3 para o IS também apresenta valores que estão de acordo com os desvios aceitáveis pela literatura (Herzog *et al*, 1989) e (Bensoussan *et al*, 2006) para os desvios do IS de indivíduos normais.

O ‘índice calculado’ é representado em dois gráficos, num em função do IS real normalizado (IS<sub>RN</sub>) e no outro em função do DTW real normalizado (DTW<sub>RN</sub>). O IS<sub>RN</sub> consiste na distância normalizada do IS<sub>indivíduo</sub> ao IS ideal (IS=45°), representante de uma marcha cujo movimento das articulações dos dois joelhos, é igual. O cálculo do IS<sub>RN</sub> é obtido através da seguinte fórmula:

$$IS_{RN} = \frac{IS_{indivíduo} - 45}{45} \quad (4.4)$$

O IS<sub>RN</sub> indica quanto a simetria dos joelhos do indivíduo em estudo se afasta da simetria ideal para uma determinada velocidade, e também indica qual dos joelhos realiza um maior movimento que o outro, ou seja, qual dos joelhos é no momento do estudo utilizado como dominante pelo indivíduo. A indicação da dominância é indicada pelo sinal do IS<sub>RN</sub>, em que se este for positivo, maior que 45°, o indivíduo é dominante do joelho esquerdo e se for negativo, menor que 45° é dominante do joelho direito. Assim sendo neste gráfico o zero do eixo das abcissas representa o valor do IS ideal.

O DTW<sub>RN</sub>, calculado através da fórmula 4.5, resulta da divisão do DTW<sub>indivíduo</sub> pela média de referência do DTW, que consiste na média aritmética dos DTW das CAPSJs reais dos dois joelhos dos indivíduos de referência  $\overline{DTW_{ref}}$ ; sendo este valor calculado em função do

género. O  $DTW_{RN}$  tem como objetivo indicar a similaridade entre as duas CAPSJs, direito e esquerdo, ao nível do tempo e da velocidade.

$$DTW_{RN} = \frac{DTW_{indiv\u00edduo}}{DTW_{ref}} \quad (4.5)$$

Em trabalhos futuros pode ser estudada uma forma de juntar estas duas variáveis,  $IS_{RN}$  e  $DTW_{RN}$ , no eixo das abcissas e criar apenas um gráfico cujo eixo das abcissas é capaz de apresentar a relevância das duas, em conjunto.

Em ambas as representações gráficas dos índices ( $I_{Global}$  e GVS), apresentadas nas figuras do subcapítulo 4.3, em função do  $IS_{RN}$  e do  $DTW_{RN}$ , cada valor do eixo das abcissas, para uma velocidade de marcha, apresenta dois índices, um para cada joelho, pois a variável no eixo das abcissas compara os dois joelhos, resultando num único valor e a variável no eixo das ordenadas analisa cada um dos joelhos em separado.

Nas representações gráficas, obtidas pelo código do Anexo Z, também é representada uma área delimitada por uma linha contínua, que permite realizar a classificação do estado da marcha dos indivíduos: os indivíduos com resultados assinalados no interior da região delimitada são indivíduos que o método desenvolvido classifica como normais e os assinalados fora da área são classificados como tendo patologias na marcha. A severidade da patologia da marcha dos indivíduos assinalados fora da região delimitada é tanto mais grave quanto maior a distância dos seus resultados à referida área. Ao nível do eixo das ordenadas, a área delimitada possui um limite inferior igual a zero e um superior igual ao valor máximo obtido nos índices ( $I_{Global}$  e GVS) para os indivíduos normais de referência, valores representados na Tabela 4.2. Sendo que o valor do limite máximo no eixo das ordenadas varia com o género dos indivíduos e com o índice em estudo ( $I_{Global}$  ou GVS). Relativamente aos limites da área delimitada, ao nível do eixo das abcissas, no gráfico com os índices em função do  $IS_{RN}$ , o limite máximo e o limite mínimo possuem o mesmo valor diferindo apenas no sinal, onde o limite máximo é positivo e o limite mínimo é negativo. O valor destes limites consiste no maior valor em módulo obtido pela aplicação da fórmula (4.4) aos dados dos indivíduos normais de referência de cada um dos géneros, que representa o maior desvio do IS ideal medido aos indivíduos normais de referência. No caso do segundo gráfico com os índices em função do  $DTW_{RN}$ , no eixo das abcissas, o limite superior consiste no resultado da fórmula (4.5) para o DTW máximo obtido pelos indivíduos normais de referência para cada um dos géneros (valores apresentados na Tabela 4.3). O limite do DTW é igual a zero, que significaria que as CAPSJs esquerdo e direito seriam iguais; que traduz a marcha ideal de um indivíduo.

Os gráficos do  $I_{Global}$  e do GVS possuem os mesmos limites na área delimitada, ao nível do eixo das abcissas, pois estes limites apenas dependem das CAPSJs reais dos indivíduos de referência. Os limites do eixo das abcissas, para cada um dos géneros encontram-se representados na Tabela 4.4, sendo que os resultados pertencentes a estes intervalos representam joelhos normais.

Tabela 4.4 – Limites no eixo das abcissas, da área delimitada para as variáveis  $IS_{RN}$  e  $DTW_{RN}$ 

	$IS_{RN}$		$DTW_{RN}$	
	$x_{min}$	$x_{max}$	$x_{min}$	$x_{max}$
<b>Feminino</b>	-0,1933	0,1933	0	2,8488
<b>Masculino</b>	-0,1778	0,1778	0	3,5456

Após a representação gráfica dos vários índices calculados e a classificação dos indivíduos lesionados como normais ou com patologias da marcha, consoante os seus resultados se encontrassem dentro ou fora da área delimitada, respectivamente, foi calculada a distância de recuperação ( $D_R$ ) de cada indivíduo. A  $D_R$  indica a distância que existe entre os índices calculados para o indivíduo e o índice ideal, de valor igual a zero e representado na origem dos gráficos, permitindo realizar uma análise comparativa entre o estado da marcha dos vários indivíduos que sofreram a ligamentoplastia.

Para cada um dos indivíduos lesionados, segundo cada um dos dois índices ( $I_{Global}$  e  $GVS$ ) em função do  $IS_{RN}$  e do  $DTW_{RN}$ , foi calculado o módulo do vetor que liga o índice ideal ao índice calculado para cada um dos joelhos e das velocidades. Cada um dos módulos calculados encontram-se representados em duas tabelas, Tabela A.14 e Tabela A.15, no Anexo AA, sendo que a primeira tem os resultados com base no  $IS_{RN}$  e a segunda tem os resultados em função do  $DTW_{RN}$ . A  $D_R$  de cada indivíduo lesionado, segundo cada um dos índices, resulta da soma dos vários módulos calculados para o indivíduo, caso este não apresente nenhum índice fora da área de referência da normalidade, sendo neste caso classificado como recuperado e comparado apenas com os indivíduos classificados como recuperados. A  $D_R$  dos indivíduos que apresentam índices fora da área de referência, classificados como não recuperados, é obtido apenas pela soma dos módulos correspondentes aos índices com valores fora da área de referência. A  $D_R$  dos indivíduos não recuperados apenas utiliza os índices fora da área de referência pois estes são os índices mais importantes a ter em consideração na recuperação do indivíduo, uma vez que os outros embora possam não ter um valor ideal encontram-se dentro da área de referência. Os resultados das  $D_R$  dos indivíduos classificados como não recuperados são comparados entre si, de forma a analisar comparativamente a severidade da patologia de marcha de cada um destes indivíduos. Quanto maior for o valor da  $D_R$  maior será a distância ao índice ideal e no caso dos indivíduos lesionados classificados, pelos índices, como não recuperados pior será a severidade da sua patologia. A comparação dos indivíduos lesionados é realizada após a classificação do estado do indivíduo pois só no fim de saber se o indivíduo está recuperado ou não, é que interessa conhecer o seu desvio à normalidade e aos outros indivíduos classificados da mesma forma.

#### 4.3. Resultados da comparação das Curvas dos Ângulos do Plano Sagital do Joelho (CAPSJs)

A análise realizada, no capítulo anterior, tem como objetivo selecionar o índice mais indicado para analisar a patologia da marcha, dos dois índices estudados ( $I_{Global}$  e do  $GVS$ ) e realizar

uma análise comparativa da severidade da patologia da marcha dos indivíduos lesionados, com base no índice selecionado.

Os gráficos representados neste subcapítulo apenas representam os resultados dos indivíduos para os quais a ELM conseguiu gerar curvas fiáveis. Em termos de simbologia dos pontos dos gráficos, cada cor representa um indivíduo em estudo, sendo representado na legenda por ‘I’. Cada tipo de símbolo representa uma velocidade onde V1, V2, V3, V4, e V5 correspondem às seguintes velocidades aproximadas: 1,3; 2,8; 3,8; 4,8 e 5,6 km.h<sup>-1</sup>, respetivamente. O facto de o símbolo ser preenchido ou não indica se o ponto representa o joelho direito (‘D’) ou o joelho esquerdo (‘E’), respetivamente.

No sub-subcapítulo 4.3.1 serão representados e analisados os resultados dos indivíduos normais de referência. No sub-subcapítulo 4.3.2 serão apresentados e analisados os resultados dos indivíduos lesionados. Neste último sub-subcapítulo também é realizada a análise comparativa da severidade da patologia da marcha dos indivíduos lesionados.

#### 4.3.1. Índices dos indivíduos normais de referência

Na Fig.4.6 encontram-se representados os dois gráficos representantes dos resultados da mulheres normais de referência, o primeiro com o  $GVS_{ELM}$  e o segundo com o  $I_{Global} (ELM)$ , sendo que ambos se encontram representados em função do  $IS_{RN}$ .

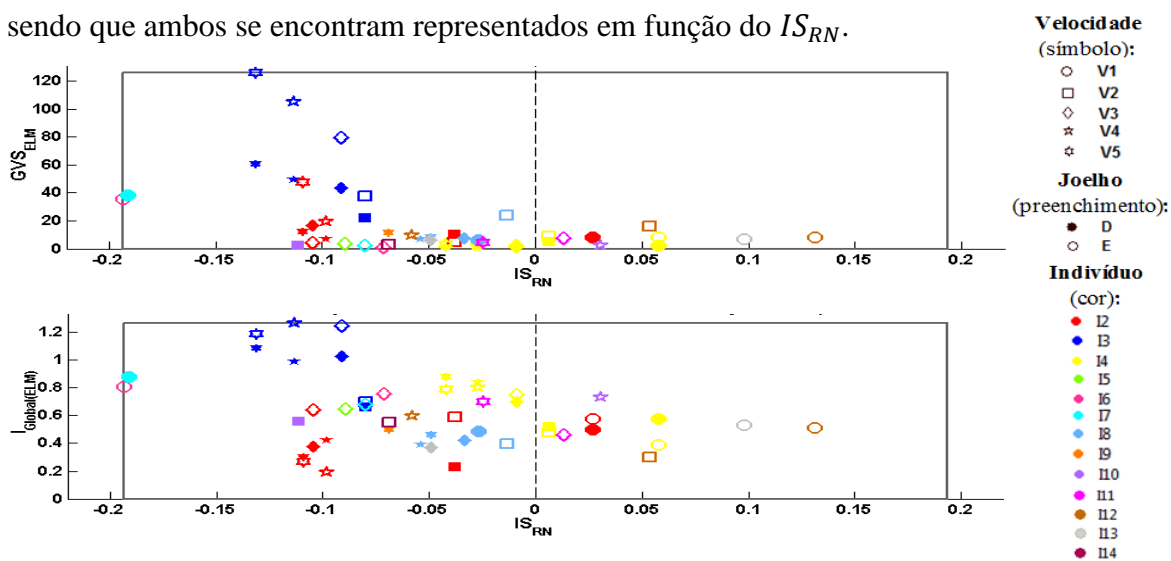


Fig. 4.6 – Resultados das mulheres normais de referência em função do  $IS_{RN}$ : cima)  $GVS_{ELM}$ ; baixo)  $I_{Global} (ELM)$

Analisando a Fig.4.6 verifica-se que os limites da área considerada normal foram corretamente marcados, uma vez que os índices das mulheres normais encontram-se todos dentro dessa área. Outra conclusão que se pode retirar dos gráficos é que os indivíduos com uma marcha normal não possuem um IS ideal ( $IS=0^\circ$ ), porém apresentam valores próximos deste. Uma vez que os resultados mostram que os indivíduos tendem a ter um joelho dominante, em trabalhos futuros seria interessante treinar a ELM em função do joelho, obtendo uma ELM para cada género e para cada joelho.

Na Fig.4.7 encontram-se representados os dois gráficos apresentados na Fig.4.6, em termos dos valores do eixo das abcissas, mas desta vez representados em função do  $DTW_{RN}$ .

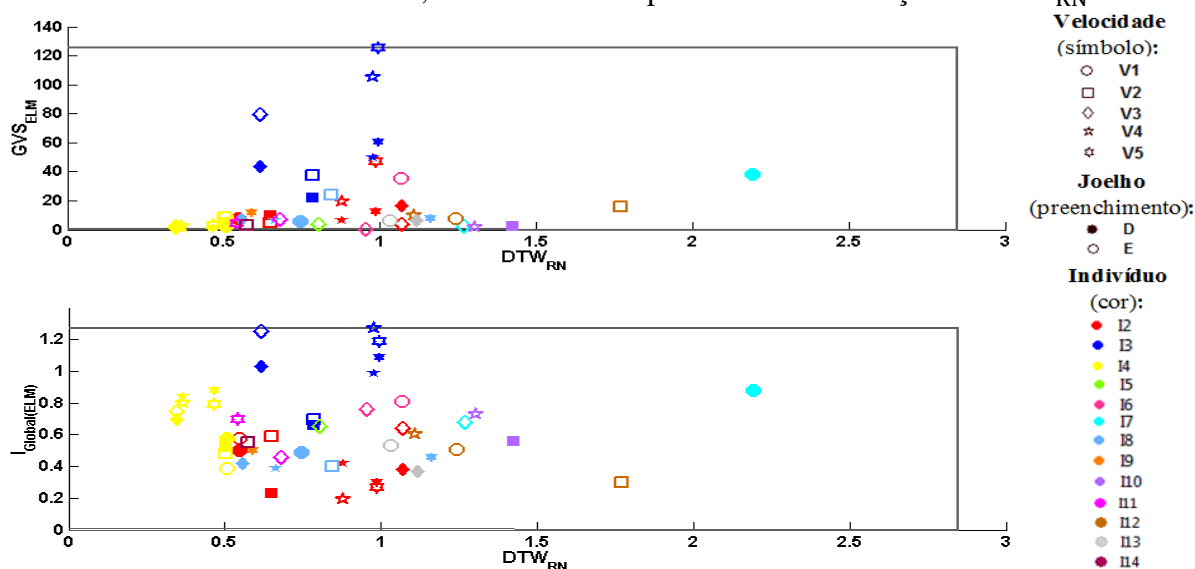


Fig. 4.7 – Resultados das mulheres normais de referência em função do  $DTW_{RN}$ : cima)  $GVS_{ELM}$ ; baixo)  $I_{Global(ELM)}$

Analisando os resultados da Fig.4.8 verifica-se que as mulheres normais de referência não apresentam o  $DTW_{RN}$  ideal, porém tendem a apresentar valores próximos deste.

A Fig.4.8 e Fig.4.9 representam os gráficos dos homens normais de referência para as mesmas variáveis representadas nos gráficos da Fig.4.6 e Fig.4.7, respetivamente, que contêm os resultados das mulheres normais de referência.

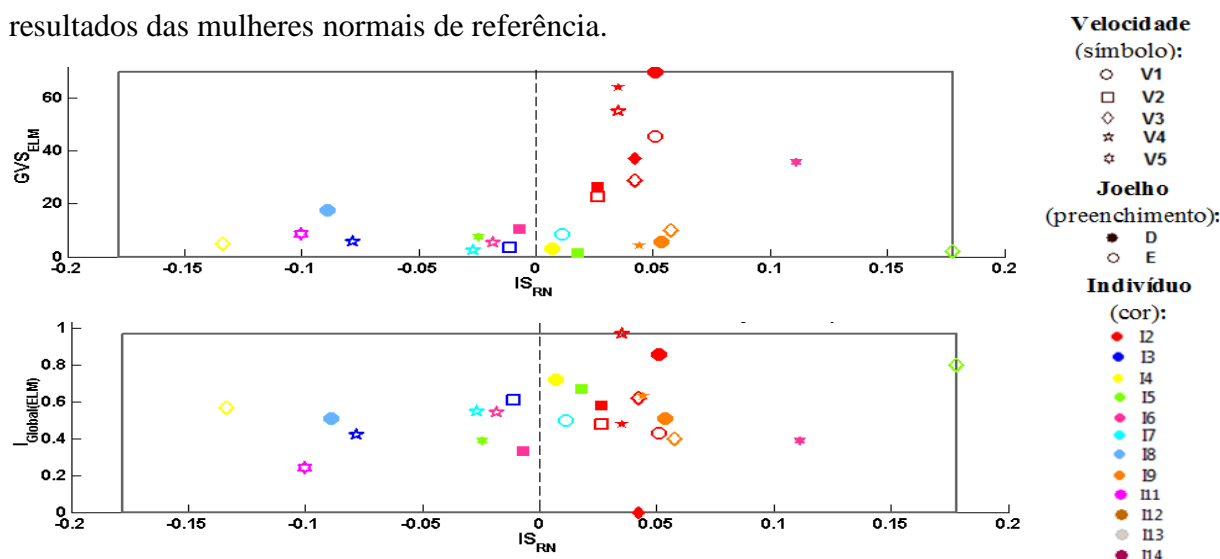


Fig. 4.8 – Resultados dos homens normais de referência em função do  $IS_{RN}$ : cima)  $GVS_{ELM}$ ; baixo)  $I_{Global(ELM)}$

A análise dos gráficos da Fig.4.8 permite retirar as mesmas conclusões que foram retiradas na Fig.4.6 que continham os mesmos gráficos, mas com os resultados das mulheres normais de referência.

Os resultados obtidos para as mulheres e para os homens normais de referência em termos  $IS_{RN}$  estão de acordo com o artigo (Lathrop-Lambach *et al*, 2013) que refere que os

indivíduos normais podem apresentar assimetrias superiores a 10% entre o joelho esquerdo e o direito.

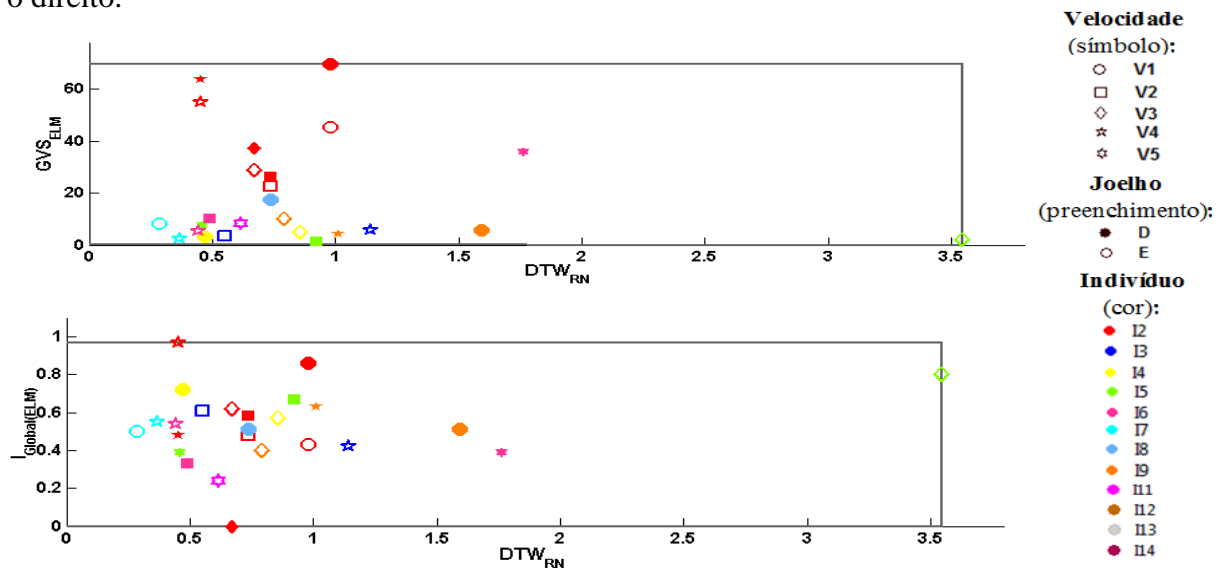


Fig. 4.9 – Resultados dos homens normais de referência em função do  $DTW_{RN}$ : cima)  $GVS_{ELM}$ ; baixo)  $I_{Global(ELM)}$

A Fig.4.9 permite retirar para os homens normais de referência as mesmas conclusões que a Fig.4.7 permitiu retirar para as mulheres normais de referência.

**4.3.2. Índices dos indivíduos lesionados**

Na Fig.4.10 encontram-se representados dois gráficos,  $GVS_{ELM}$  e o  $I_{Global(ELM)}$  com os resultados da mulher lesionada em função do  $IS_{RN}$ .

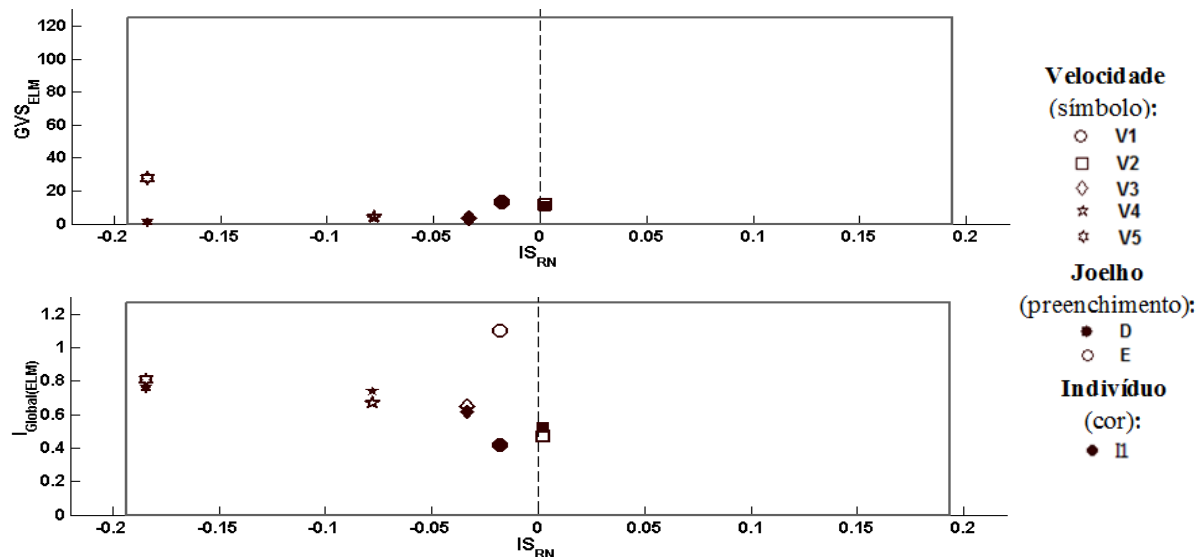


Fig. 4.10 – Resultados da mulher lesionada em função do  $IS_{RN}$ : cima)  $GVS_{ELM}$ ; baixo)  $I_{Global}$

Analisando os gráficos da Fig.4.10 verifica-se a mulher lesionada tende a utilizar como joelho dominante o joelho direito. Segundo os dois gráficos esta mulher é classificada como tendo uma marcha normal uma vez que todos os seus resultados para os dois joelhos e para todas as velocidades se encontram dentro da área de referência de uma marcha normal.

Na Fig.4.11 encontram-se representados os mesmos dois índices ( $GVS_{ELM}$  e  $I_{Global(ELM)}$ ) da mulher lesionada mas desta vez em função do  $DTW_{RN}$ .

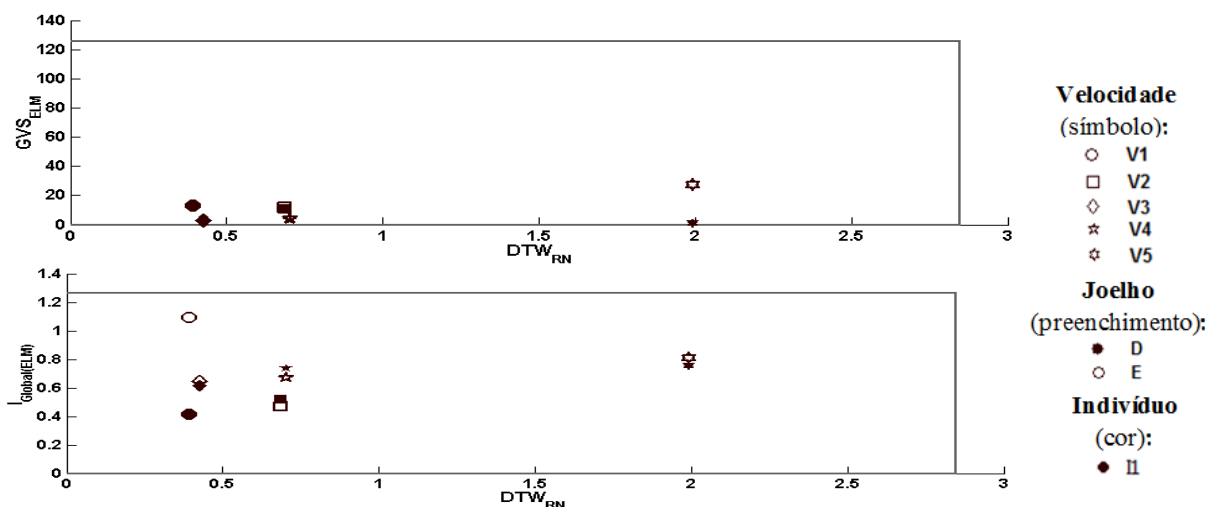


Fig. 4.11 – Resultados da mulher lesionada em função do  $DTW_{RN}$ : cima)  $GVS_{ELM}$ ; baixo)  $I_{Global(ELM)}$

Em termos de similaridade entre as CAPSJs direito e esquerdo, a mulher lesionada também mostra resultados dentro dos valores considerados normais como se pode verificar nos gráficos da Fig.4.11. Portanto, tendo em conta os resultados da Fig.4.10 e da Fig.4.11 pode-se concluir que esta mulher aparenta estar completamente recuperada da lesão e respetiva cirurgia que realizou.

A Fig.4.12 representa os dois gráficos,  $GVS_{ELM}$  e o  $I_{Global(ELM)}$  com os resultados dos indivíduos lesionados masculinos em função do  $IS_{RN}$ .

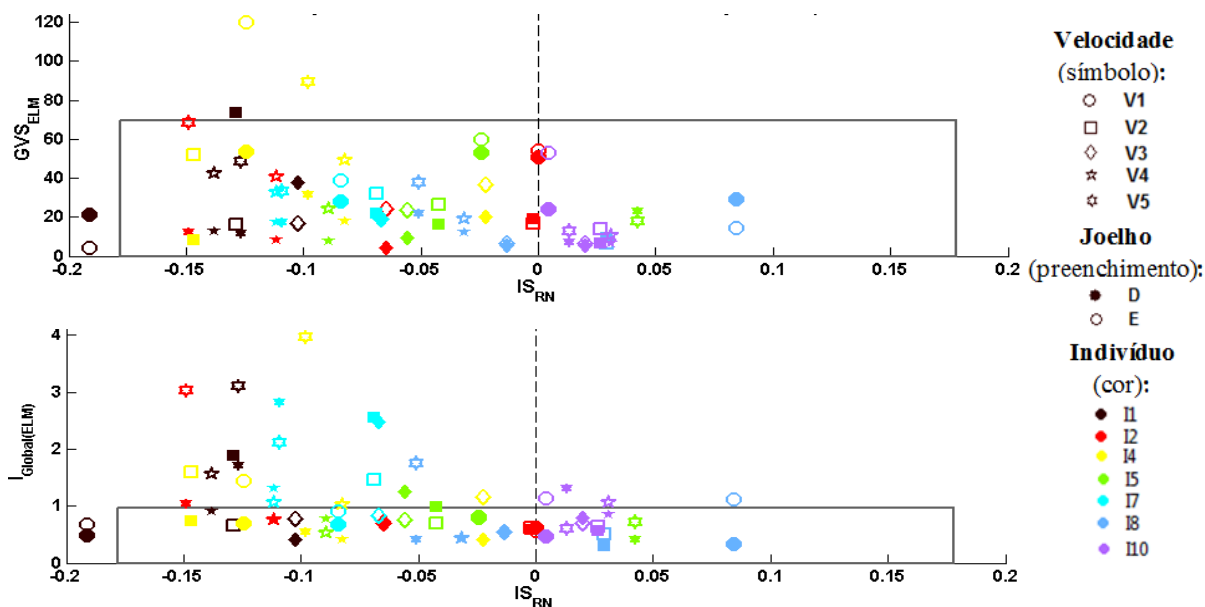


Fig. 4.12 – Resultados dos homens lesionados em função do  $IS_{RN}$ : cima)  $GVS_{ELM}$ ; baixo)  $I_{Global(ELM)}$

Durante a marcha na passadeira todos os homens lesionados analisados, visualmente, apresentavam uma marcha normal. Contudo a análise das CAPSJs destes homens indicam que

estes ainda possuem algumas limitações na marcha, quer ao nível do perfil da CAPSJ analisado através do  $GVS_{ELM}$ , e  $I_{Global (ELM)}$ , quer ao nível do  $IS_{RN}$  medido entre o joelho direito e o esquerdo. Relativamente ao  $IS_{RN}$  verifica-se que o indivíduo 1 apresenta uma excessiva utilização da perna direita como dominante, uma vez que os seus resultados encontram-se fora do limite dos limites de referência da variável  $IS_{RN}$ . Embora a ligamentoplastia já tenha sido realizada a alguns anos atrás é possível que os indivíduos ainda não estejam completamente recuperados como também aconteceu com os indivíduos descritos no artigo (Castanharo *et al*, 2011) que também foram submetidos a uma reconstrução do ligamento cruzado anterior à mais de dois e ainda continuam com algumas limitações. A análise detalhada de cada um dos homens lesionados será apresentada na Tabela 4.5.

Na Fig.4.13 encontram-se representados os outros três gráficos,  $GVS_{LIT}$ ,  $GVS_{ELM}$  e o  $I_{Global (ELM)}$  dos homens lesionados, apresentados em função do  $DTW_{RN}$ .

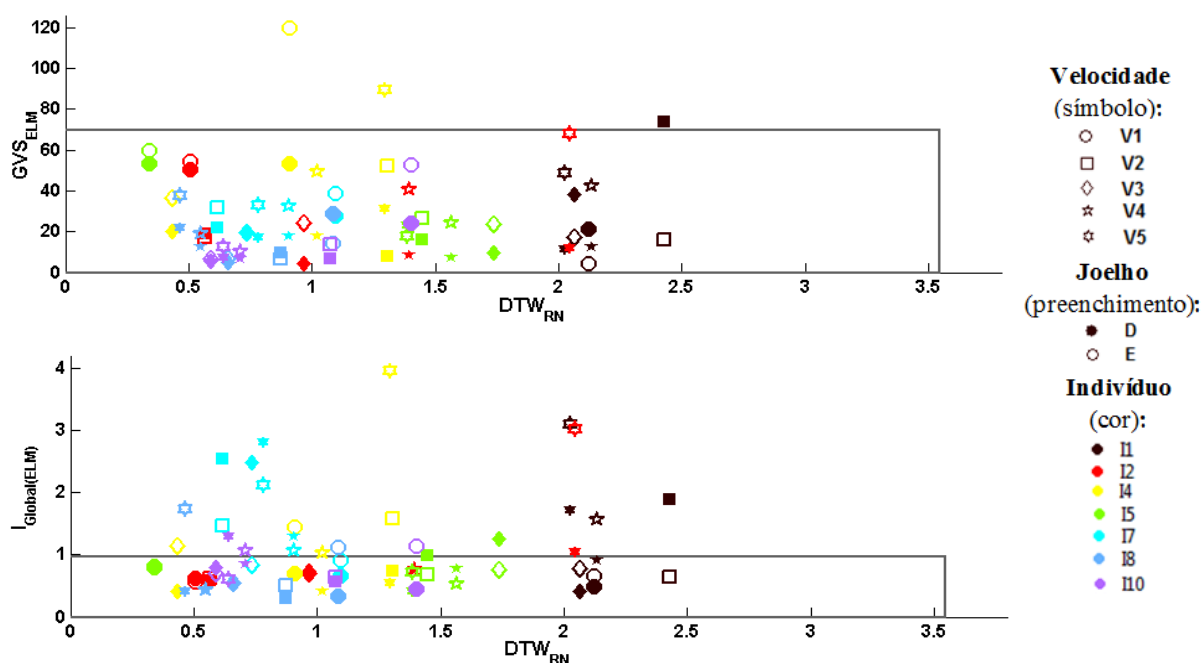


Fig. 4.13 – Resultados dos homens lesionados em função do  $DTW_{RN}$ : cima)  $GVS_{ELM}$ ; baixo)  $I_{Global (ELM)}$

Em termos de similaridade entre o joelho direito e o esquerdo todos os homens lesionados apresentam CAPSJs idênticas entre estes joelhos, como se pode constatar através da análise da Fig.4.13.

Na Tabela 4.5 encontra-se descrita uma primeira análise dos resultados anormais, ou seja, dos resultados com valores fora da área de referência, obtidos para cada um dos 11 indivíduos lesionados, realizada com base nos resultados apresentados nas Fig.4.10-4.13. Esta tabela apresenta: o joelho que sofreu a ligamentoplastia, quando são apresentados dois joelhos, o segundo foi um joelho que teve um problema ainda antes deste problema em análise neste trabalho; as velocidades com limitações em cada um dos joelhos segundo o  $GVS_{ELM}$ , e o  $I_{Global (ELM)}$ ; a classificação do estado da marcha segundo cada um destes três índices; as velocidades nas quais o indivíduo apresenta assimetria entre os joelhos; e as velocidades em que o indivíduo possui CAPSJs não similares.



Tabela 4.5 – Análise dos indivíduos lesionados segundo o  $GVS_{ELM}$ , e o  $I_{Global(ELM)}$ 

Género Feminino									
Indivíduo Lesionado	Lesão	$GVS_{ELM}$			$I_{Global(ELM)}$			$IS_{RN}$	$DTW_{RN}$
		D	E	Estado	D	E	Estado		
I1	E	----	----	Normal	----	----	Normal	----	----
Género Masculino									
Indivíduo Lesionado	Lesão	$GVS_{ELM}$			$I_{Global(ELM)}$			$IS_{RN}$	$DTW_{RN}$
		D	E	Estado	D	E	Estado		
I1	E	V2	----	Limitado D	V2; V5	V4; V5	Limitado D e E	V1	----
I2	D	----	----	Normal	V5	V5	Limitado D e E	----	----
I4	E; D	----	V1; V5	Limitado E	----	V1; V2; V3; V4; V5	Limitado E	----	----
I5	E	----	----	Normal	----	V3	Limitado E	----	----
I7	E; D	----	----	Normal	V2; V3; V4; V5	V2; V4; V5	Limitado D e E	----	----
I8	D	----	----	Normal	----	V1; V5	Limitado E	----	----
I10	E	----	----	Normal	V5	V1; V4	Limitado D e E	----	----

(Nota: as velocidades marcadas a cinzento representam pontos com valores muito próximos da normalidade e as velocidades marcadas a preto representam pontos com valores muito distantes desta)

Através da Tabela 4.5 verifica-se segundo os dois índices,  $GVS_{ELM}$  e  $I_{Global(ELM)}$ , a mulher lesionada encontra-se completamente recuperada, pois não apresenta nenhuma limitação em nenhum dos joelhos nem em nenhuma das velocidades. Os homens lesionados possuem diferentes classificações segundo os dois índices. O  $GVS_{ELM}$  classifica 2 homens como ainda não recuperados da lesão e 5 como normais. O  $I_{Global(ELM)}$ , indica que os 7 homens analisados ainda apresentam limitações, sendo que uns apresentam mais limitações que outros. A análise com um maior número de índices permite detetar outras anomalias da marcha que uma só variável não é capaz de detetar, daí o  $I_{Global(ELM)}$  apontar mais limitações que o  $GVS_{ELM}$ . Assim sendo o  $I_{Global(ELM)}$  pode auxiliar o médico na reabilitação do indivíduo lesionado com uma maior capacidade de deteção de limitações na marcha.

As vantagens que tanto o  $GVS_{ELM}$  como o  $I_{Global(ELM)}$  apresentam é a possibilidade de classificar o estado geral da marcha do paciente e especificar quais as velocidades de marcha e quais os joelhos que contribuem para esse estado, permitindo organizar e especificar o trabalho médico no processo de reabilitação do indivíduo.

A análise desta tabela indica que alguns dos indivíduos lesionados se encontram com limitações no joelho oposto ao joelho operado, estes resultados podem resultar de o facto do indivíduo lesionado após se ter lesionado ter começado a utilizar mais o joelho normal de forma a proteger o joelho lesionado. Sendo que esta proteção pode ter causado excesso de esforço do joelho normal causando-lhe algumas mazelas. Para outros indivíduos, o estudo indica que possui limitações nos dois joelhos isto pode indicar que o joelho lesionado ainda não recuperou na totalidade e que o joelho que era normal tem realizado muito esforço.

Na Tabela 4.6 encontram se identificados os indivíduos lesionadas considerados recuperados, os considerados não recuperados e a  $D_R$  de cada individuo lesionado segundo cada um dos índices analisados.

Tabela 4.6 -  $D_R$  dos indivíduos lesionados segundos os índices estudados, em função do seu estado de marcha

Índice	Indivíduos recuperados				Indivíduos não recuperados			
	Nº	Gén.	$D_R$		Nº	Gén.	$D_R$	
			$IS_{RN}$	$DTW_{RN}$			$IS_{RN}$	$DTW_{RN}$
<b>GVS<sub>ELM</sub></b>	I1	F	91,28	92,73	I1	M	99,11	73,80
	I2	M	298,73	299,22	I4	M	209,36	209,37
	I5	M	261,12	261,76				
	I7	M	259,27	259,41				
	I8	M	161,97	162,23				
	I10	M	146,13	146,49				
<b>I<sub>Global</sub> (ELM)</b>	I1	F	6,81	11,25	I1	M	9,50	12,08
					I2	M	4,08	5,95
					I4	M	9,19	10,61
					I5	M	2,24	3,89
					I7	M	13,81	14,96
					I8	M	2,86	1,80
					I10	M	3,50	4,53

A Tabela 4.7 e a Tabela 4.8, apresentam as  $D_R$  dos indivíduos recuperados e dos indivíduos ainda não recuperados, respetivamente, ordenados de ordem crescente do grau de afastamento do valor de referência de uma marcha ideal, ou seja, ordenados do indivíduo com melhor marcha para o indivíduo com maiores limitações na marcha.

Tabela 4.7 – Comparação da  $D_R$  dos indivíduos lesionadas classificados como recuperados

Aumento da distância ao valor ideal →	
<b>GVS<sub>ELM</sub></b>	I1F < I10M < I8M < I7M < I5M < I2M
<b>I<sub>Global</sub> (ELM)</b>	I1F

Para os indivíduos classificados como recuperados, a ordenação das suas  $D_R$ , é igual para ambos os índices tidos em conta no eixo das abcissas,  $IS_{RN}$  e  $DTW_{RN}$ .

Tabela 4.8 – Comparação da  $D_R$  dos indivíduos lesionadas classificados como ainda não recuperados

	<b>Eixo das abcissas</b>	<b>Aumento da distância ao valor ideal</b> →
<b>GVS<sub>ELM</sub></b>	$IS_{RN}$	I1M < I4M
	$DTW_{RN}$	I1M < I4M
<b>I<sub>Global</sub> (ELM)</b>	$IS_{RN}$	I5M < I8M < I10M < I2M < I4M < I1M < I7M
	$DTW_{RN}$	I8M < I5M < I10M < I2M < I4M < I1M < I7M

Consultando a Tabela 4.7, verifica-se que segundo o  $GVS_{ELM}$ , entre os 6 indivíduos classificados como recuperados, a mulher é a que apresenta resultados mais próximos da marcha ideal e o homem identificado como I2 é o que possui uma marcha com características mais distantes do ideal. O  $I_{Global(ELM)}$  apenas indica a mulher como recuperada da lesão.

Como se pode verificar na Tabela 4.8 o  $GVS_{ELM}$  apenas classifica como não recuperados dois homem, o I1 e o I4. O  $I_{Global(ELM)}$  classifica 7 indivíduos como lesionados, sendo que o I8 o indivíduos com resultados mais próximos do ideal e o I7, o indivíduo com resultados mais distantes do ideal. Embora a ordem de distância ao ideal do I1 e do I4 segundo o  $GVS_{ELM}$  e o  $I_{Global(ELM)}$  sejam diferentes verifica-se que os dois indivíduos classificados como não recuperados pelo  $GVS_{ELM}$  são dos indivíduos classificados pelo  $I_{Global(ELM)}$  como tendo uma maior distância ao resultado ideal. A comparação dos resultados, entre o  $GVS_{ELM}$  e o  $I_{Global}$ , mostra alguma concordância nos resultados dos indivíduos com resultados extremos, ou seja, nos indivíduos muito próximos do ideal ou muito afastados de estarem recuperados. Os restantes indivíduos são classificados de diferente forma pelos dois índices uma vez que um tem em conta mais características que o outro.

Relativamente ao impacto da utilização  $IS_{RN}$  ou do  $DTW_{RN}$  no cálculo da  $D_R$  verificou-se que este dois promovem resultados idênticos, pois na ordenação dos indivíduos em função da severidade da patologia, ambos forneceram a mesma ordenação dos indivíduos, com a exceção de dois indivíduos no  $I_{Global(ELM)}$  que trocaram de posições.

O estudo descrito ao longo deste capítulo indica o índice desenvolvido,  $I_{Global}$ , como sendo o índice mais indicado para analisar o estado dos indivíduos e conhecer quais as velocidades e joelhos que contribuem para o estado atribuído. Sendo que a análise de severidade da patologia entre os vários indivíduos foi realizada por comparação dos índices obtidos. Em trabalhos futuros poderá ser realizada uma análise médica e alguns estudos de força para complementar as conclusões deste relatório e classificar de uma forma absoluta o estado de cada um dos indivíduos lesionados.

O estudo realizado ao longo deste capítulo, a análise do grau da severidade das patologias da marcha dos indivíduos lesionados e as conclusões relativas sobre o índice da marcha desenvolvido foram utilizados para escrever o artigo científica apresentado no Anexo AB.



## 5. CAPÍTULO 5 – CONCLUSÕES E SUGESTÕES DE TRABALHO FUTURO

A marcha humana é descrita por um conjunto de movimentos rápidos e complexos que se repetem ao longo do tempo. Estes movimentos variam com as características do indivíduo e com a velocidade com que os executa. A complexidade dos movimentos aliado ao facto de estes se alterarem de indivíduo para indivíduo tornam a análise da marcha humana num processo difícil, levando os médicos a necessitar de tecnologias que os auxiliem no reconhecimento de padrões de marcha normais e patológicos.

Existem diversos sistemas estudados, patenteados e outros disponíveis no mercado que permitem realizar a análise cinética da marcha através da medição de forças e centro de pressão ao nível dos pés, como é o caso de algumas palmilhas e sapatos; outros analisam a cinemática da marcha através de sistemas constituídos por passadeiras rolantes, câmaras e marcas colocadas no corpo do indivíduo. Este trabalho utilizou um sistema de análise cinemática cuja disposição das marcas, para além de permitir analisar todos os movimentos do corpo durante a marcha, conseguia isolar o movimento de cada uma das articulações. Este sistema de análise cinemática foi utilizado para adquirir as CAPSJs de vários indivíduos.

As CAPSJs recolhidas de indivíduos com uma marcha normal permitiram treinar e testar três das várias TICs existentes, a RNA, a ELM e o MSVR, em função do género dos indivíduos. Para o género feminino, as três TICs conseguiram gerar CAPSJs com um perfil de acordo com o esperado, porém a RNA não conseguiu gerar CAPSJs que representassem a disposição que a variação da velocidade da marcha causa, onde o aumento da velocidade faz aumentar as amplitudes máximas das CAPSJs. Em termos dos valores dos ângulos expressos pelas CAPSJs geradas, verificou-se que o MSVR era a TIC que apresentava valores mais distantes dos valores obtidos na análise dos indivíduos normais. Em termos de MSE, a ELM foi a que apresentou um erro mais baixo. Estes resultados apontaram a ELM como a melhor TIC para gerar as CAPSJs femininas. Relativamente ao género masculino, o MSVR mostrou-se incapaz de gerar CAPSJs com um perfil de acordo com o esperado, no qual por mais que se fizessem variar os valores dos parâmetros não se conseguiu reduzir o valor o MSE, nem melhorar a sua capacidade de geração. Em termos de MSE a RNA foi a que obteve um valor mais baixo seguida de perto pela ELM. Por outro lado a distribuição das CAPSJs em função da velocidade a ELM mostrou resultados um pouco melhores que a RNA. Uma vez que os MSEs da RNA e da ELM eram próximos e que a ELM apresentava uma melhor distribuição das CAPSJs, a ELM também foi a TIC selecionada para gerar as CAPSJs masculinas.

As TICs apresentam algumas limitações na geração de CAPSJs para indivíduos com conjuntos de características distantes dos utilizados no seu treino, gerando CAPSJs com um perfil incorreto. Contudo as CAPSJs geradas pelas TICs permitem fazer uma análise específica para o indivíduo, em vez de uma análise por comparação com uma CAPSJ padrão média de referência, CRL, que não tem em conta que as características do indivíduo e a velocidade de marcha alteram o perfil da CAPSJ. As CAPSJs dos indivíduos, quando normais, têm perfis mais próximos aos das CAPSJs geradas pela ELM do que ao perfil da CRL, sendo que esta diferença é realçada nas velocidades de marcha mais baixas.

A comparação visual da CAPSJ gerada pela ELM com a CAPSJ real do indivíduo não permite realizar uma classificação da marcha tão objetiva como a análise destas duas CAPSJs através de índices de análise da marcha como o GVS e o  $I_{Global}$ . O GVS é um índice, descrito na literatura, que compara as duas CAPSJs através de um índice. O  $I_{Global}$ , desenvolvido neste trabalho, compara as duas CAPSJs através de 10 índices, que lhe permite identificar um maior número de limitações e um maior número de indivíduos com limitações que o GVS. O GVS e o  $I_{Global}$  permitem conhecer a severidade da patologia da marcha e qual a velocidade de marcha mais afetada pela patologia.

Na análise dos indivíduos submetidos à ligamentoplastia, o GVS classificou 6 indivíduos como recuperados e 2 indivíduos como não recuperados. O  $I_{Global}$  classifica um indivíduo como recuperado e os outros 7 indivíduos como ainda lesionados. Cada um dos dois índices, em função do  $IS_{RN}$ , foi utilizado para ordenar, os indivíduos classificados como recuperados e os classificados como não recuperados, por ordem crescente do grau de severidade da patologia da marcha. O GVS ordenou os indivíduos recuperados como  $I1F < I10M < I8M < I7M < I5M < I2M$  e os não recuperados como  $I1M < I4M$ . O  $I_{Global}$  apenas classificou como recuperado o indivíduo I1F e ordenou os indivíduos não recuperados da seguinte forma  $I5M < I8M < I10M < I2M < I4M < I1M < I7M$ .

O  $I_{Global}$  pode ajudar o fisioterapeuta a preparar o processo de reabilitação para cada paciente e para cada fase de recuperação em que o paciente se encontra, através da indicação da velocidade de marcha como maiores limitações. Este índice também pode ser utilizado no aconselhamento de risco de artroses.

Neste trabalho não foi considerado o lado ao qual o joelho. Seria interessante treinar e testar as TICs em função do joelho (dominante e não dominante) e do género (feminino e masculino), para verificar se o joelho escolhido como dominante traria diferenças à análise dos indivíduos, sendo que para tal seria necessário recolher dados de indivíduos que utilizassem o joelho esquerdo como dominante, pois normalmente o joelho dominante é o direito.

Com o objetivo de aumentar a capacidade de geração da ELM seria interessante fazer o treino desta com maior número de amostras de indivíduos normais.

De forma a se poder analisar o estado da marcha do indivíduo num único gráfico poderia ser relevante verificar se ambos os índices representados no eixo das abcissas,  $IS_{RN}$  e  $DTW_{RN}$ , são importantes nesta representação e em caso afirmativo tentar arranjar uma forma de os juntar e representar a relevância que cada um tem nesta análise.

Para além de análises comparativas entre os estados dos indivíduos seria interessante fazer análises absolutas, atribuindo um grau de severidade a cada indivíduo. Para tal podem ser realizados testes de força muscular e análises com apoio de um médico para em conjunto com os resultados deste trabalho concluir quanto ao estado do indivíduo de forma absoluta. Posteriormente, com base nestes dados, pode ser treinada e testada uma TIC capaz de classificar e indicar o grau de severidade da patologia da marcha de um determinado indivíduo, onde os parâmetros de entrada, entre outros, poderiam ser os índices calculados

entre as CAPSJs. Sendo que para criar esta TIC seria necessário recolher mais dados de indivíduos lesionados.

De forma a se conseguir concluir sobre o estudo da marcha do indivíduo e não apenas do estudo de uma das suas articulações envolvidas na marcha, poder-se-ia desenvolver o trabalho realizado com a articulação do joelho para todas as outras articulações envolvidas na marcha. No fim poder-se-ia calcular o  $I_{global}$  de todas as articulações e comparar com o GPS que considera o GVS se todas as articulações, de forma a verificar qual dos índices é o mais indicado para a análise da marcha.





## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abbass, S. J., e Abdulrahman, G. (2014). *Kinematic analysis of human gait cycle*, 16(2), pp. 208–222.
- AMRMS <https://www.amrms.com/ssl/gcmas/2008Abstracts/01606380-CB3D-A71E-CE0CDF2188C91246.pdf> [consultado a 14 de Março de 2015]
- Avni, A, e Sosman, I., inventors. Andante Medical Devices, Ltd., assignee. Adaptive Weight Bearing Monitoring System for Rehabilitation of Injuries To The Lower Extremities. United States patent US 6273863 B1. 2001 Aug. 14
- Avni, A., Bar-Nes, L., Friedman, R., e Salah, D., Inventors, Andante Medical Devices Ltd., Rehabilitation System. United States patente US 2008/0167580 A1. 2008 Jul. 10
- Baker, R., McGinley, J. L., Schwartz, M. H., Beynon, S., Rozumalski, A., Graham, H. K., e Tirosh, O. (2009). *The Gait Profile Score and Movement Analysis Profile*. *Gait and Posture*, 30(3), pp. 265–269.
- Bao, Y., Xiong, T., e Hu, Z. (2014). *Multi-step-ahead time series prediction using multiple-output support vector regression*. *Neurocomputing*, 129, pp. 482–493.
- Bensoussan, L., Mesure, S., Viton, J.-M., e Delarque, A. (2006). *Kinematic and Kinetic Asymmetries in Hemiplegic Patients' Gait Initiation Patterns*. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 38(5), pp. 287–294.
- Beynon, S., McGinley, J. L., Dobson, F., e Baker, R. (2010). *Correlations of the Gait Profile Score and the Movement Analysis Profile relative to clinical judgments*. *Gait and Posture*, 32(1), pp. 129–132.
- Castanharo, R., Da Luz, B. S., Bitar, A. C., D'Elia, C. O., Castropil, W., e Duarte, M. (2011). *Males still have limb asymmetries in multijoint movement tasks more than 2 years following anterior cruciate ligament reconstruction*. *Journal of Orthopaedic Science*, 16(5), pp. 531–535.
- Celletti, C., Galli, M., Cimolin, V., Castori, M., Tenore, N., Albertini, G., e Camerota, F. (2013). *Use of the Gait Profile Score for the evaluation of patients with joint hypermobility syndrome/Ehlers-Danlos syndrome hypermobility type*. *Research in Developmental Disabilities*, 34(11), pp. 4280–4285.
- CODEFORGEa [http://www.codeforge.com/read/212913/ELM\\_MultiOutputRegression.m\\_html](http://www.codeforge.com/read/212913/ELM_MultiOutputRegression.m_html) [consultado a 20 de Fevereiro de 2015]
- CODEFORGEb [http://www.codeforge.com/read/212913/elm\\_predict.m\\_html](http://www.codeforge.com/read/212913/elm_predict.m_html) [consultado a 3 de Fevereiro de 2015]
- Collins, E., Sarrafzadeh, M., Terrafraca, Jr., N. A., Dabiri, F., Noshadi, H., e Massey, T., Inventors, *Foot Pressure Alert and Sensing System*. United States patent US 2008/0287832 A1. 2008 Nov. 20

- Crea, S., Donati, M., De Rossi, S. M. M., Oddo, C. M., e Vitiello, N. (2014). *A wireless flexible sensorized insole for gait analysis*. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 14(1), pp. 1073–1093
- Ding, S., Zhang, N., Xu, X., Guo, L., e Zhang, J. (2015). *Deep Extreme Learning Machine and Its Application in EEG Classification*. Hindawi.
- Farrington, J., Gough, P. A. e Moore, A. J., Inventors, Koninklijke Philips Electronics N. V., Assignee. *Shoe Based Force Sensor and Equipment for use with the same*. United States patent US 6807869 B2. 2004 Oct. 26
- Ferreira, J. P., Crisostomo, M. M., e Coimbra, a. P. (2009). *SVR versus neural-fuzzy network controllers for the sagittal balance of a biped robot*. *IEEE Transactions on Neural Networks*, 20(12), pp. 1885–1897.
- Finker, R., Campo, I., Echanobe, J., e Martínez, V. (2014). *An Intelligent Embedded System for Real-Time Adaptive Extreme Learning Machine Multiclass Classification*.
- FT-MECANICABIOCIENCIAS <http://ft-mecanicabiociencias.wikispaces.com/EL+CICLO+DE+LA+MARCHA+II>  
[consultado a 10 de Março de 2015]
- Gabel, M., Gilad-Bachrach, R., Renshaw, E., e Schuster, A. (2012). *Full body gait analysis with Kinect*. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, 1964–1967*.
- GAITANALYSISADPLOT <https://sites.google.com/site/gIAtanalysisadplot/basic-elements/gIAt-graph-deviation-index> [consultado a 6 de Maio de 2015]
- Gomes, A., Araújo, N., Meneghesso, L., Ricardo, A., e Leite, M. (2005). *Sistema para análise cinemática da marcha humana baseado em videogrametria System for kinematical analysis of the human gait based on videogrammetry*. *FISIOTERAPIA E PESQUISA*, 11, pp. 3–10.
- Gouwanda, D. (2014). *Comparison of Gait Symmetry Indicators in Overground Walking and Treadmill Walking Using Wireless Gyroscopes*. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 14(01), 1450006.
- Hagan, Martin T., Demuth Howard B. e Beale, M. (1996). *Neural Network Design*. Unites States of America: PWS Publishing Company.
- Herzog, W., Nigg, B. M., Read, L. J., e Olsson, E. (1989). *Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait*. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 21(1), pp. 110–114.
- Hornik, K., Stinchcomb, M. e White, H., (1989). *Multilayer FeedForward Networks are Universal Approximators*. *Neural Networks*.
- Howell, A. M. (2012). *Insole-based gait analysis*. Tese de Mestrado, Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Utah.
- Huang, G., Huang, G.-B., Song, S., e You, K. (2015). *Trends in extreme learning machines: A review*. *Neural Networks*, 61, pp. 32–48.

- Huang, G.-B., Ding, X., e Zhou, H. (2010). *Optimization method based extreme learning machine for classification*. *Neurocomputing*, 74(1-3), pp. 155–163.
- Huang, Y. (2009). *Advances in artificial neural networks - Methodological development and application*. *Algorithms*, 2(3), pp. 973–1007.
- Jiang, L., Enmin, S., e Super, J., *Computer aided gait analysis method based on monocular video*. China patent CN 100475140 C. 2006 Nov. 29
- Kaczmarczyk, K., Wit, A., Krawczyk, M., e Zaborski, J. (2011). *Artificial neural networks (ANN) applied for gait classification and physiotherapy monitoring in post stroke patients*. *Artificial Neural Networks - Methodological Advances and Biomedical Applications*.
- Kirtley, C., Inventor. *Instrumented Insole*. United States patent US 2003/0009308 A1. 2003 Jan. 9
- Kong, W., Saad, M. H., Hannan, M. A., e Hussain, A. (2014). *Human Gait State Classification using Artificial Neural Network*, 0–4.
- Kumar, N., Kunju, N., Kumar, A., e Sohi, B. S. (2010). *Active marker based kinematic and spatio-temporal gait measurement system using LabVIEW vision*. *Journal of Scientific and Industrial Research*, 69(AUGUST), pp. 600–605.
- Lathrop-Lambach, R. L., Asay, J. L., Jamison, S. T., Pan, X., Schmitt, L. C., Blazek, K., ... Chaudhari, A. M. W. (2013). *Evidence for joint moment asymmetry in healthy populations during gait*. *Gait and Posture*, 40(4), pp. 526–531.
- Lee, Y.-S., e Jung S.-K., Inventors, *Gait Training Using Motion Analysis*. United States patent US 2007/0275830 A1.2007 Nov. 29
- Lemaire, E. D., Samadi, R., Goudreau, L., e Kolfman, J. (2013). *MECHANICAL AND BIOMECHANICAL ANALYSIS OF A LINEAR PISTON DESIGN FOR ANGULAR-VELOCITY-BASED ORTHOTIC CONTROL*. *JOURNAL OF REHABILITATION RESEARCH & DEVELOPMENT (JRRD)*, 50(1), pp. 43-52
- Lin, S., Liu, X., Fang, J., e Xu, Z. (2014). *Is Extreme Learning Machine Feasible ?*, 26(Part II), pp. 1–14.
- Lincoln, L. S., Bamberg, S. J. M., Parsons, E., Salisbury, C., e Wheeler, J. (2012). *An elastomeric insole for 3-axis ground reaction force measurement*. *Proceedings of the IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, pp. 1512–1517.
- Lind, R. F., Inventor, UT-Battelle, LLC, Assignee, *Wearable Ground Reaction Fore Foot Sensor*. United States patent US 2014/0013862 A1. 2014 Jan. 16
- Luu, T. P., Low, K. H., Qu, X., Lim, H. B., e Hoon, K. H. (2014). *An individual-specific gait pattern prediction model based on generalized regression neural networks*. *Gait & Posture*, 39(1), pp. 443–8.

- Ma, Y., e Zhai, D. (2009). *A Modified Multi-output Support Vector Regression Machine Based on Data Dependent Kernel Function*. 2009 International Joint Conference on Computational Sciences and Optimization, 2, pp. 2–4.
- Mihradi, S., Ferryanto, Dirgantara, T., e Mahyuddin, a. I. (2011). *Development of an optical motion-capture system for 3D gait analysis*. Proceedings - International Conference on Instrumentation, Communication, Information Technology and Biomedical Engineering 2011, ICICI-BME 2011, (November), pp. 391–394.
- Mostayed, A., Mynuddin, M., Mazumder, G., Kim, S., Park, S. J., e Korea, S. (2010). *Abnormal Gait Detection Using Discrete Fourier Transform*, 3(2), pp. 1–8.
- Müller, M. (2007), *Dynamic time warping*. Information retrieval for music and motion, pp. 69-84.
- Muro-de-la-Herran, A., García-Zapirain, B., e Méndez-Zorrilla, A. (2014). *Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications*. Sensors (Switzerland), 14(2), pp. 3362–3394.
- Muro-de-la-Herran, A., García-Zapirain, B., e Méndez-Zorrilla, A. (2014). *Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications*. Sensors (Switzerland), 14(2), pp. 3362–3394.
- Najafi, B., Khan, T., e Wrobel, J. (2011). *Laboratory in a box: Wearable sensors and its advantages for gait analysis*. Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, pp. 6507–6510.
- NASA   
[http://www.nasa.gov/mission\\_pages/station/research/experiments/Force%20Shoes1.jpg](http://www.nasa.gov/mission_pages/station/research/experiments/Force%20Shoes1.jpg) [consultado a 17 de Novembro de 2014]
- NDIGITAL   
<http://www.ndigital.com/msci/products/optotrak-certus/#optotrak-certus-overview> [consultado a 25 de Setembro de 2015]
- NOVEL <http://www.novel.de/novelcontent/pedar> [consultado a 16 de Novembro de 2014]
- Nunes, C. J. L., Teixeira, D. D., e Carvalho, J. F. B. (2006). *Relatório Final: Reconhecimento de comandos de voz simples utilizando Redes Neurais*. Projeto de licenciatura, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
- ORBITEC <http://www.orbitec.com/store/pedalert.html> [consultado a 16 de Novembro de 2014]
- PAROMED   
<http://www.paromed.com.au/images/stories/parotec/parotec-E-ES-1009s.pdf> [consultado a 16 de Novembro de 2014]
- Pérez-Cruz, F., Camps-Valls, G., e Soria-Olivas, E. (2002). *Multi-dimensional function approximation and regression estimation*. Icann, pp. 757–762.
- Pfaffen, S., Sommer, P., Stocker, C., Wattenhofer, R., e Welten, S. (2011). *Planipes: mobile foot pressure analysis*. Proceedings of the First ACM Workshop on Mobile Systems, Applications, and Services for Healthcare, 2.

- Pietraszewski, B., Winiarski, S., e Jaroszczuk, S. (2012). *Three-dimensional human gait pattern – reference data for normal men*. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 14(3), pp. 9–16.
- QUALISYS <http://www.qualisys.com/applications/biomechanics/gait-analysis-and-rehabilitation/> [consultado a 25 de Setembro de 2015]
- Rani, M. P., e Arumugam, G. (2010). *Children Abnormal GAIT Classification Using Extreme Learning Machine*. Global Journal of Computer Science and Technology, Vol 10(No 13 ), pp. 66–72.
- Ribeiro, B., e Lopes, N. (2013). Extreme learning classifier with deep concepts. Lecture Notes in Computer Science (including Subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics), 8258 LNCS(PART 1), pp. 182–189.
- Schwartz, M. H., e Rozumalski, A. (2008). *The gait deviation index: A new comprehensive index of gait pathology*. Gait and Posture, 28(3), pp. 351–357.
- SCIELO <http://www.scielo.br/img/revistas/cagro/v34n2/02f01.gif> [consultado a 10 de Abril de 2015]
- Shu, L., Hua, T., Wang, Y., Qiao Li, Q., Feng, D. D., e Tao, X. (2010). *In-shoe plantar pressure measurement and analysis system based on fabric pressure sensing array*. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 14(3), pp. 767–775.
- Sobral, H., Vieira, A., Ferreira, J. P., Ferreira, P., Cruz, S., Crisostomo, M. M., e Coimbra, a. P. (2015). *Human gait analysis using instrumented shoes*. BioEngineering (ENBENG), 2015 IEEE 4<sup>th</sup> Portuguese Meeting.
- Sousa, A. (2010). *Controlo Postural em Marcha Humana: Análise Multifactorial*. Tese de Doutoramento, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto
- Speciali, D. S., Oliveira, E. M. De, Cardoso, J. R., Carlos, J., Correa, F., Baker, R., ... Lucareli, G. (2013). *Gait profile score and movement analysis profile in patients with parkinson's disease during cognitive task*. Brasil.
- Speciali, D. S., Oliveira, E. M., Cardoso, J. R., Correa, J. C. F., Baker, R., e Lucareli, P. R. G. (2014). *Gait profile score and movement analysis profile in patients with Parkinson's disease during concurrent cognitive load*. Brazilian Journal of Physical Therapy, 18(4), pp. 315–322.
- TEKSCAN <http://www.tekscan.com/medical/system-fscan1.html> [consultado a 17 de Novembro de 2014]
- Terrafranca, Jr., N. A., Sarrafzadeh, M., Collins, E., Dabiri, F., Noshadi, H., e Massey, T., Inventors, The Regents of the University of California e Medisens Wireless, Inc., Assignees, Foot Pressure Alert and Sensing System. United States patent US 7726206 B2. 2010 Jun. 1
- TSGDOC [http://tsgdoc.socsci.ru.nl/index.php?title=File:Optotrack\\_certus.jpg](http://tsgdoc.socsci.ru.nl/index.php?title=File:Optotrack_certus.jpg) [consultado a 25 de Setembro de 2015]

- Tuia, D., Verrelst, J., Alonso, L., Perez-Cruz, F., i Camps-Valls, G. (2011). *Multioutput support vector regression for remote sensing biophysical parameter estimation*. IEEE Geoscience and Remote Sensing Letters, 8(4), pp. 804–808.
- UV <http://www.uv.es/gcamps/code/msvr.htm> [consultado a 20 de Fevereiro de 2015]
- VICON <http://www.vicon.com/products/camera-systems/vantage> [consultado a 25 de Setembro de 2015]
- Vieira, A., Sobral, H., Ferreira, J. P., Ferreira, P., Cruz, S., Crisostomo, M. M., e Coimbra, a. P. (2015). *Software for human gait analysis and classification*. BioEngineering (ENBENG), 2015 IEEE 4<sup>th</sup> Portuguese Meeting.
- Wilson, R. R., Oudekerk, D. R., Wilson, D. P., Fogel, K. M., e Townsend, R. N., Inventors, Covenant Ministries of Benevolence Inc., Richard R. Wilson, Douglas R. Oudekerk e Douglas P. Wilson, Assignees, Gait Analysis System and Method. United States patent US 8628485 B2. 2014 Jan. 14
- Xu, W., Liu, J. J., Huang, M.-C., He, L., Amini, N., e Sarrafzadeh, M. (2012). *Smart Insole : A Wearable System for Gait Analysis*. Proceedings of the 5th International Conference on Pervasive Technologies Related to Assistive Environments, pp.1–4.
- Xu, Y., Lv, X., e Xi, W. (2012). *A Weighted Multi-output Support Vector Regression and Its Application \* Multi-output Support Vector Regression*. Journal of Computational Information Systems, 8(9), pp. 3807–3814.
- Yanwei, H. (2011). *Nonlinear Internal Model Control with Inverse Model Based on Extreme Learning Machine*.
- Yun, Y., Kim, H.-C., Shin, S. Y., Lee, J., Deshpande, A. D., e Kim, C. (2014). *Statistical method for prediction of gait kinematics with Gaussian process regression*. Journal of Biomechanics, 47(1), pp. 186–92.

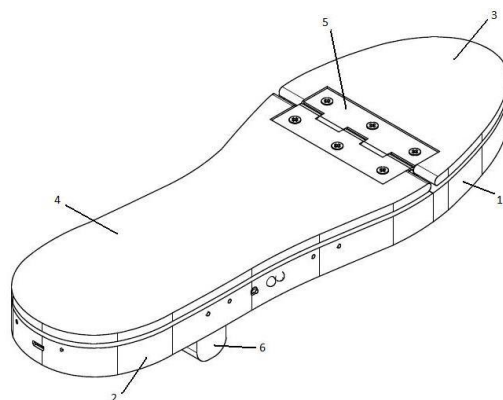
## ANEXOS

### ANEXO A: Patente do sapato instrumentado

#### Resumo

Calçado instrumentado para análise da marcha

**(Informação confidencial)**



**(Informação confidencial)**

#### Descrição

Calçado instrumentado para análise da marcha

#### Domínio técnico da invenção

Atualmente tem-se verificado uma necessidade cada vez maior de conhecer e perceber os padrões da marcha humana. A análise da marcha pode ter diversas aplicações, tais como no desporto e na medicina, permitindo detetar padrões de corrida prejudiciais ou pouco eficientes, o diagnóstico de certas doenças, como a doença de Parkinson, a avaliação de tratamentos de reabilitação física, entre muitas outras aplicações.

Para a análise da marcha são considerados de interesse vários parâmetros, desde a distribuição da pressão nos pés durante o andar, o movimento das articulações, a aceleração e orientação das junções articulares, entre outros aspetos. A nossa invenção centra-se essencialmente no papel das forças verticais e horizontais exercidas pelo pé no solo, durante a marcha.

#### Estado da técnica

A nossa invenção baseia-se na construção de um calçado instrumentado capaz de medir as forças verticais e horizontais exercidas pelo pé no solo durante a marcha.

Na área do calçado instrumentado existem já diversas soluções que podem ter várias aplicações. Atualmente já existe calçado que permite a localização de indivíduos em situações de emergência (CN104000342(A)), sendo possível enviar pedidos de socorro com a localização para um dispositivo eletrónico remoto (KR20140077357(A)). Também já existem

várias soluções capazes de manter uma certa temperatura no interior do calçado (CN203762388(U), KR20140077357(A)), utilizando sensores de temperatura recarregáveis com o andar (CN1059460(A)).

A utilização de calçado que permita a emissão de luz (CN202697902(U)) também já é conhecida, podendo ser recarregável através dos movimentos durante a marcha (CN203073093(U)). Também é possível programar o lançamento de alertas auditivos ou visuais quando determinado valor medido com sensores no calçado sai da gama de valores considerados aceitáveis (KR20130140451(A)).

Mais direcionado para a análise da marcha humana, já existem sistemas que determinam o deslocamento (CN203762364(U)), a distância percorrida, o número de passos dados e a velocidade (CA1207082(A1)). Também se podem usar acelerómetros para posterior análise dos passos (KR20130013935(A)), bem como sensores de deformação nas solas do calçado para ajudar na reabilitação de doentes com fraturas nos membros inferiores (CN202761288(U)).

É importante referir que muitos dos calçados instrumentados permitem a transmissão sem fios de dados biométricos (KR20140060164).

No âmbito do tema do calçado instrumentado, têm sido apresentadas várias patentes com sistemas para calçado compostos por sensores de força/pressão. O calçado descrito na patente CN203692655(U) possui sensores de pressão que permitem obter medições precisas e é capaz de medir ainda a temperatura e a humidade no interior do sapato.

Numa perspetiva mais ligada ao desporto, pode ser útil utilizar calçado com sensores de pressão, por exemplo no Golf, de forma a determinar se o jogador está a andar ou se está prestes a jogar, com os sapatos apresentados nas patentes US8141277(B2) e US2010154255(A1). A patente JP2003125806(A) descreve um sapato com sensores de força que quando medem valores que ultrapassam um dado limite emite um alerta. Este sistema também emite sons durante a marcha de forma a motivar o indivíduo a fazer exercício.

A patente WO2014165798(A2) apresenta uma solução direcionada para a área da saúde. Trata-se de uma meia, chinelo ou sapato com sensores de pressão, capazes de detetar se o indivíduo saiu da cama, informando os cuidadores acerca do seu movimento. É uma solução útil para indivíduos com patologias como o Alzheimer. As patentes US2006016255(A1) e US7191644(B2) também apresentam um sistema, neste caso uma palmilha, capaz de detetar e emitir um alerta quando o pé entra em contacto com o chão.

A patente CN102308270(A) apresenta um sensor capacitivo que quando é sujeito a uma força e está em contacto com um corpo condutor consegue localizar o ponto de aplicação da força e medir a sua intensidade, podendo ser utilizado para monitorizar a pressão no pé.

Existem várias invenções que utilizam dados recolhidos com sensores de pressão em calçado para análise da marcha, como por exemplo os sistemas descritos nas patentes JPS60213839(A), CN1969703(A) e TW201315400(A). Outro sistema que pode ser utilizado para análise da marcha é a palmilha descrita na patente US20130211290(A1) que possui uma folha/camada de deteção de pressões. Uma alternativa poderá ser a utilização do sapato



apresentado na patente CN203480031(U), que para além de sensores de força também utiliza acelerómetros e giroscópios de três eixos.

As patentes KR20120070846(A) e EP2422698(A1) referem sistemas compostos por sensores de pressão dispostos na sola ou junto desta e que, com base no centro de pressão (CoP), conseguem determinar e analisar parâmetros da marcha, como por exemplo a velocidade.

A patente CN103027431(A) descreve um sapato com sensores de pressão que permite contar o número de vezes que o pé assenta no chão, e com isto estimar a distância percorrida, a caminhar ou a correr, e quantificar a intensidade do exercício físico.

Existem ainda sistemas que avaliam a postura durante a marcha usando sensores de pressão (KR101191800(B1), KR20110124964(A), WO2012060578(A9), WO2012060578(A3), WO2012060578(A2)), podendo apresentar um dispositivo que alerta para a correção da postura através da vibração (CN203105800(U)).

As patentes US2006016255(A1), CN103142236(A), US2014159911(A1) e US6360597(B1) apresentam palmilhas constituídas por sensores de pressão dispostos de forma a determinar as cargas em diferentes pontos do pé, com o objetivo de auxiliar indivíduos com falta de sensibilidade nos pés, detetar falhas na marcha e no posicionamento do pé no solo, determinar alterações no estado de saúde do indivíduo através da análise da marcha, e analisar parâmetros da marcha.

No que diz respeito à avaliação da marcha existem também outras soluções que permitem o diagnóstico de determinadas complicações com base nos valores recolhidos por um conjunto de sensores no interior do calçado, durante a marcha (US2014159911(A1)).

Foi desenvolvido um dispositivo para reabilitação e avaliação da marcha, baseado na aplicação de estímulos elétricos (ou outros) através de elétrodos distribuídos na sola do pé, de forma a estimular a marcha. São utilizados sensores nas pernas e/ou nos sapatos/palmilhas, tais como acelerómetros, giroscópios, goniómetros. A unidade controladora lê os sinais e ajusta os estímulos consoante o feedback medido a cada passo (US2012059432(A1) e US8452410(B2)).

A patente TW201346238(A) descreve uma solução que usa dados de sensores de pressão, para posterior análise da marcha e cálculo do CoP, e outros parâmetros, apresentando a particularidade de enviar um alerta quando for necessário usar uma palmilha especial para corrigir algum problema na marcha.

Para a análise da marcha existem ainda sistemas que permitem encontrar um modelo matemático para o consumo de energia associado ao movimento humano (CN200994779(Y)), e ainda um robot de assistência que mede a velocidade da marcha de acordo com dados do ciclo da marcha (KR20130093201(A)), utilizando os dados de um sensor colocado no sapato, que envia os dados por um sistema de comunicação sem fios.

Já na literatura científica têm surgido várias soluções que permitem a determinação do CoP, a medição da componente vertical da força de reação do solo no pé e de vários parâmetros temporais da marcha. Estas soluções baseiam-se fundamentalmente na construção de palmilhas flexíveis que utilizam sensores com diversos princípios de funcionamento. As

palmilhas descritas na literatura utilizam essencialmente sensores de força resistivos (Howell *et al*, 2013; Pfaffen *et al*, 2011; Bamberg *et al*, 2008), sensores de flexão (Bamberg *et al*, 2008), sensores de pressão de ar (Kong *et al*, 2009) e tecidos sensíveis à pressão (Shu *et al*, 2010), com diversas distribuições possíveis na palmilha.

Mais recentemente surgiu uma palmilha capaz de determinar as três componentes da força de reação do solo no pé e calcular o CoP, à semelhança da nossa invenção. Trata-se de uma palmilha flexível com cinco sensores de força, cujo princípio de funcionamento se baseia nos princípios da reflexão da luz (Lincoln *et al*, 2012). Estes sensores tácteis contêm na sua base uma fonte de luz e um fotodetector, e no topo apresentam um material opaco e refletor com algumas regiões de absorção. Ao serem aplicadas forças, a distância entre a base e o topo diminui, e a posição da placa refletora em relação ao emissor também se altera. Deste modo, com base nos valores da intensidade da luz refletida, é possível calcular as componentes vertical e horizontais da força, assim como o CoP. Todavia, esta solução apresenta algumas limitações, nomeadamente a dependência dos valores medidos com a temperatura e a saturação dos fotodetectores.

Em 2014 foi também desenvolvida uma palmilha capaz de determinar a força exercida pelo pé no solo e a localização do CoP. A palmilha é constituída por uma camada de silicone, dividida em 64 células sensíveis à pressão (Crea *et al*, 2014). O funcionamento destas células baseia-se nos princípios da optoelectrónica. Cada célula cobre um díodo emissor de luz e um fotodíodo, ambos soldados no circuito impresso, com uma camada de silicone preta e opaca. Quando não é aplicada nenhuma força sobre a célula, o fotodíodo deteta uma intensidade máxima. No entanto, ao ser aplicada uma carga, a camada de silicone deforma-se, fazendo com que uma pequena saliência existente no seu interior desça e bloqueie gradualmente a passagem da luz.

As principais vantagens deste sistema são o facto de não ser sensível à temperatura nem à humidade, e o facto de não necessitar de amplificadores. Além disso, evita a utilização de dispositivos instrumentados noutras partes do corpo. A sua maior desvantagem deve-se ao uso de uma única CAPSJ de calibração para todas as células.

No mercado já existem várias palmilhas capazes de medir a componente vertical das forças de reação do solo no pé e que, com aplicações informáticas associadas, permitem determinar a localização do CoP, a construção de mapas de distribuição da pressão e a determinação de parâmetros temporais da marcha, entre outros aspetos. Destes sistemas podemos destacar as palmilhas F-Scan (Tekscan, USA) e Pedar (Novel, Alemanha) que utilizam sensores de força resistivos e capacitivos respetivamente. Existem ainda as palmilhas ParoTec (Paromed, Austrália) que usam sensores piezo-resistivos, permitindo obter também os valores das forças de corte e de propulsão, e as palmilhas Parologg, da mesma empresa, que para além da pressão do pé, obtêm as acelerações nos três eixos utilizando acelerómetros e magnetómetros.

No entanto, apesar da utilização de palmilhas ser uma solução leve e portátil para o problema descrito, estas têm a desvantagem de nem sempre se ajustarem perfeitamente aos vários tipos de calçado e às formas dos pés dos indivíduos, podendo por vezes causar desconforto e levar à alteração de padrões da marcha.

Neste sentido, a construção de um dispositivo capaz de determinar as três componentes da força exercida pelo pé no solo e que possa ser integrado na sola de qualquer tipo de calçado, constitui uma grande vantagem e avanço nos sistemas de análise da marcha.

Atualmente existe no mercado o ForceShoe (Xsens, Holanda), um sistema de análise da marcha constituído por dois dispositivos colocados em contacto com a parte de baixo e exterior da sola de uma sandália. Um dos dispositivos é fixado na parte da frente da sandália e outro na parte de trás, contendo cada um uma célula de carga e um sensor inercial. Assim, é possível obter a orientação de cada pé, e as três componentes da aceleração, da velocidade angular, do campo magnético, das forças e do binário. De seguida os dados são enviados por um protocolo de comunicação sem fios para um computador, com uma aplicação informática capaz de tratar a informação.

Todavia, o ForceShoe apresenta algumas desvantagens das quais se destacam a necessidade de realização dos testes num ambiente limpo de forma a evitar interferências nas medições devido à sujidade e/ou pequenos objetos, e o facto de apenas utilizar duas células de carga, não permitindo obter o mapeamento da pressão no pé.

Existem vários sistemas de análise da marcha já patenteados que descrevem soluções para a construção de palmilhas ou de solas instrumentadas. A patente US6807869(B2), descreve um sistema que utiliza uma série de sensores de força constituídos por duas camadas de tecido condutor e por uma camada de um material compressível contendo filamentos de um material condutor. Os sensores de força podem ser distribuídos por certas áreas de uma palmilha removível ou podem fazer parte da própria sola do calçado. Este sistema permite o cálculo da distância percorrida e das forças exercidas pelo pé.

A patente US8628485(B2) apresenta um sistema com vários sensores distribuídos numa palmilha ou numa sola. Os sensores podem medir a pressão do pé e tensões de corte segundo duas direções, sendo necessário garantir uma distribuição igual nos dois pés. Os dados recolhidos podem ser utilizados para a realização de diversas análises, tais como o cálculo da pressão média para cada sensor e para cada fase da marcha, determinação da pressão média de cada par de sensores (um do sapato direito e outro do esquerdo), comparação de valores, cálculo de binários, determinação da localização do CoP e ainda classificação dos sensores em diferentes categorias consoante a pressão medida, para cada fase da marcha.

Já a patente US2014/0013862(A1) descreve um sistema que permite a medição das componentes verticais e horizontais das forças exercidas pelo pé no solo, à semelhança do sistema que apresentamos. O sistema compreende dois dispositivos que se podem fixar na sola exterior do calçado, ou podem ser integrados numa sola durante o seu fabrico. Estes dispositivos são fixados um na parte da frente do pé, e outro na zona do calcanhar. A medição das forças exercidas pelo pé no solo é feita utilizando células de carga verticais e horizontais nos dois compartimentos referidos, sendo necessário que se posicionem de forma ao sistema não ser sensível a forças fora dos eixos. Devem ser utilizadas pelo menos três, quatro ou seis células de carga verticais, em conjunto com três células horizontais em que duas delas são colocadas perpendicularmente à terceira célula horizontal. Além disso são utilizados sistemas de rolamentos sobre as células de carga verticais para garantir que a carga é essencialmente

vertical e permitir pequenos movimentos relativos entre a placa superior e inferior do sistema, sem a medição de forças indesejadas.

Para manter as placas superiores e inferiores juntas e para assegurar uma força mínima de compressão nas células verticais, são utilizados elásticos a unir as placas. Por fim, o envio dos dados para posterior análise, pode ser feito por um protocolo de comunicação sem fios. Esta invenção apresenta algumas limitações, pois é um sistema dispendioso e está facilmente sujeito à interferência da sujidade e a alterações do padrão normal da marcha, principalmente quando o sistema é aplicado à parte exterior de uma peça de calçado.

O sistema que desenvolvemos consiste numa sola instrumentada que permite a medição das três componentes (x, y, z) da força exercida pelo pé no solo e a determinação da localização do CoP, durante a marcha. O dispositivo apresentado poderá ser aplicado no fabrico de vários tipos de calçado devido à sua simplicidade de fabrico, tendo como finalidade o diagnóstico de patologias da marcha, assim como outras aplicações na área da medicina, desporto, etc. Trata-se de uma solução barata, leve, portátil e ajustável a vários tamanhos de pé, que permite a realização de testes no exterior e no interior, podendo também medir as forças exercidas durante as atividades do dia a dia de um indivíduo. Outras vantagens associadas são o facto de ser um sistema preciso, na medida em que apresenta sensores de força distribuídos pelas três regiões do pé (ante-pé, médio-pé e retro-pé). É prático e cómodo, uma vez que o sistema faz parte da sola do calçado, permitindo ao seu utilizador manter um padrão de marcha normal. Além disso, o envio dos dados é feito através de um sistema de comunicação sem fios.

Neste sentido, através desta análise detalhada do estado da arte verifica-se que a nossa invenção será uma mais-valia para o diagnóstico, acompanhamento de processos de reabilitação, entre outras aplicações, na medida em que permite extrair parâmetros importantes da marcha humana de uma forma prática, simples e económica.

Breve descrição das figuras

**(Informação confidencial)**

Descrição detalhada da invenção

**(Informação confidencial)**

Reivindicações

**(Informação confidencial)**

Coimbra, 8 de Maio de 2015

## ANEXO B: Características dos indivíduos normais

Tabela A.1 – Características dos indivíduos normais do género feminino e masculino

<b>Indivíduos normais do género feminino</b>				
<b>Nº do indivíduo</b>	<b>Altura (m)</b>	<b>Idade (anos)</b>	<b>Peso (kg)</b>	<b>Joelho dominante</b>
1	1,62	58	80	Direito
2	1,60	20	56	Direito
3	1,63	20	54	Direito
4	1,66	20	63	Direito
5	1,60	55	56	Direito
6	1,69	48	90	Direito
7	1,67	38	62	Direito
8	1,64	51	62	Direito
9	1,59	21	56	Direito
10	1,64	20	68	Direito
11	1,67	47	64	Direito
12	1,63	20	47	Direito
13	1,65	20	60	Direito
14	1,67	18	89	Direito

<b>Indivíduos normais do género masculino</b>				
<b>Nº do indivíduo</b>	<b>Altura (m)</b>	<b>Idade (anos)</b>	<b>Peso (kg)</b>	<b>Joelho dominante</b>
1	1,69	45	82	Direito
2	1,78	30	89	Direito
3	1,77	23	79	Direito
4	1,73	55	75	Direito
5	1,90	52	105	Direito
6	1,78	43	64	Direito
7	1,72	45	60	Direito
8	1,83	25	58	Direito
9	1,86	30	85	Direito
10	1,75	20	76	Direito
11	1,85	19	120	Direito

## ANEXO C: Código em MATLAB que processa os dados dos indivíduos normais

```

for i=1:n_max % percorrer todos os ficheiros existentes na pasta mencionada
    file= strcat('Diretoria dos ficheiros\',totalfiles(i).name); % selecionar ficheiro da pasta indicada
    load (file)
    % remover o offset
    pattern_RKnee_off=pattern_RKnee-min(pattern_RKnee);
    pattern_LKnee_off=pattern_LKnee-min(pattern_LKnee);
    % alinhar os máximos das CAPSJs
    indicepico_Knee=75; % índice do ciclo de marcha de referência
    [nY_R,nI_R] = max(pattern_RKnee_off);
    [nY_L,nI_L] = max(pattern_LKnee_off);
    data_RKnee=circshift(pattern_RKnee_off,[0 indicepico_Knee-nI_R]);
    data_LKnee=circshift(pattern_LKnee_off,[0 indicepico_Knee-nI_L]);
    % Filtrar e realinhar as CAPSJs do joelho esquerdo
    h_L_Knee=fdesign.lowpass('N,F3dB',2,1/6); % filtro de 2ª ordem e freq. de corte = 6Hz
    d_L_Knee = design(h_L_Knee,'butter'); % filtro de Butterworth
    data_LKnee = filtfilt(d_L_Knee.sosMatrix,d_L_Knee.ScaleValues,data_LKnee);
    [nY_L3,nI_L3] = max(data_LKnee);
    data_LKnee=circshift(data_LKnee,[0 indicepico_Knee-nI_L3]);

    if (sexo_utente==1) % criar matrizes de saída e entrada femininas
        output_Knee_S1(:,f)=data_LKnee; % matriz de saída feminina (linhas – 100 ângulos; colunas – ficheiros)
        output_Knee_S1(:,f+1)=data_RKnee;
        % matriz de entrada (linhas – parâmetros: altura, idade, peso e velocidade; colunas – ficheiros femininos)
        input_S1(1,f)=altura_utente; input_S1(2,f)=idade_utente; input_S1(3,f)=peso_utente;
        input_S1(4,f)=velocidade_real_exame; input_S1(1,f+1)=altura_utente; input_S1(2,f+1)=idade_utente;
        input_S1(3,f+1)=peso_utente; input_S1(4,f+1)=velocidade_real_exame; % matriz de entrada feminina
        f=f+2; % incremento do índice para as matrizes femininas
    end

    if (sexo_utente==2) % criar as matrizes de saída e entrada masculinas
        % código igual ao caso do 'sexo_utente==1' com alteração das matrizes criadas que passam a ser para o
        género masculino
    end
end

```

## ANEXO D: Código em MATLAB para selecionar as CAPSJs e apresentar os intervalos das características de entrada

```
% remover as CAPSJs das matrizes femininas

file_outputs = load('Diretoria da matriz de saída feminina');
output_Knee_S1=file_outputs.output_Knee_S1; % matriz de saída feminina
file_inputs = load('Diretoria da matriz de entrada feminina');
input_S1=file_inputs.input_S1; % matriz de entrada feminina

% encontrar a CAPSJ (1ª) com menor amplitude máxima e remove-la das matrizes femininas, entrada e saída
[Min_om, I_om] = min(output_Knee_S1(75,:));
output_Knee_S1(:,I_om)=[];
input_S1(:,I_om)=[];

% encontrar a CAPSJ (2ª) com menor amplitude máxima e remove-la das matrizes femininas, entrada e saída
[Min_om1, I_om1] = min(output_Knee_S1(75,:));
output_Knee_S1(:,I_om1)=[];
input_S1(:,I_om1)=[];

% guardar as matrizes femininas corrigidas
uisave({'input_S1'}, 'matriz_input_MulherF')
uisave({'output_Knee_S1'}, 'matriz_output_KneeMulherF')

% remover CAPSJ das matrizes masculinas

file_outputs1 = load('Diretoria da matriz de saída masculina');
output_Knee_S2=file_outputs1.output_Knee_S2; % matriz de saída masculina
file_inputs1 = load('Diretoria da matriz de entrada masculina');
input_S2=file_inputs1.input_S2; % matriz de entrada masculina

% encontrar a CAPSJ com menor amplitude máxima e remove-la das matrizes masculinas, entrada e saída
[Min_oh, I_oh] = min(output_Knee_S2(75,:));
output_Knee_S2(:,I_oh)=[];
input_S2(:,I_oh)=[];

% guardar as matrizes masculinas corrigidas
uisave({'input_S2'}, 'matriz_input_HomemF')
uisave({'output_Knee_S2'}, 'matriz_output_KneeHomemF')
```

## ANEXO E: Código em MATLAB para treinar e testar as RNAs

```

inputs=file_inputs.input_S1; % matriz de entrada
targets=file_targets.output_Knee_S1; % matriz de saída
for ii=Nneu_inf:2:Nneu_sup % em cada ciclo é testado um n° de neurónios diferente do intervalo em estudo
    hiddenLayerSize = ii; % número de neurónios em análise
    for i=1:N_treinos % número de redes treinadas e testadas com o mesmo número de neurónios
        net = fitnet(hiddenLayerSize);
        % Solve an Input-Output Fitting problem with a Neural Network, Script generated by NFTOOL, Created Tue
        % Feb 03 11:21:07 GMT 2015, utilizando 70% das amostras para treino, 5% para validação e 25% para teste
        % calcular os valores de  $\rho$ 
        trainInd=tr.trainInd; tOutput=outputs(:,trainInd); tTargets=targets(:,trainInd);
        trainCor=corr2(tTargets,tOutput); % cálculo do  $\rho$  de treino
        valInd=tr.valInd; vOutput=outputs(:,valInd); vTargets=targets(:,valInd);
        valCor=corr2(vTargets,vOutput); % cálculo do  $\rho$  de validação
        testInd=tr.testInd; tsOutput=outputs(:,testInd); tsTargets=targets(:,testInd);
        testCor=corr2(tsTargets,tsOutput); % cálculo do  $\rho$  de teste
        % criar a matriz 'matriz_mse_r' com os MSE e  $\rho$  dos vários treinos, validações e testes
        matriz_mse_r(N_teste,1)=N_teste;
        matriz_mse_r(N_teste,2)=hiddenLayerSize;
        matriz_mse_r(N_teste,3)=trainPerformance;
        matriz_mse_r(N_teste,4)=valPerformance;
        matriz_mse_r(N_teste,5)=testPerformance;
        matriz_mse_r(N_teste,6)=trainCor;
        matriz_mse_r(N_teste,7)=valCor;
        matriz_mse_r(N_teste,8)=testCor;
        % seleção da rede com maior valor de  $\rho$  teste e menor o valor do MSE teste
        if (testPerformance<=th_testPerformance && testCor>=th_Cor)
            inal_net=net; % rede selecionada
            indice_teste=tr.testInd; % índices de teste utilizados pela rede selecionada necessários, para a ELM
            N_treino_escolhido=N_teste;
            th_testPerformance=testPerformance; th_Cor=testCor;
        end
        N_teste=N_teste+1; % número do teste
    end
end
end

```



## ANEXO F: Tabela com os resultados das RNAs femininas

Tabela A.2 – Resultados dos testes das RNAs femininas

Nº RNA	Nº Neurónios	MSE teste (graus)	$\rho$ teste (%)	42	8	23,32	96,19	85	10	15,89	96,97
1	4	11,90	97,69	43	9	9,96	97,92	86	10	19,39	96,17
2	4	11,23	97,64	44	9	17,77	96,53	87	10	10,55	97,75
3	4	11,34	97,31	45	9	17,32	96,29	88	10	10,75	97,63
4	4	13,18	97,06	46	9	27,35	94,54	89	10	14,52	97,11
5	4	13,97	97,04	47	9	13,31	97,24	90	10	17,39	96,02
6	4	14,59	96,79	48	9	13,32	97,22	91	10	12,20	97,43
7	4	15,66	96,56	49	9	16,83	96,73	92	10	14,57	97,15
8	4	17,86	96,18	50	9	16,20	96,54	93	10	13,45	97,11
9	4	18,25	96,18	51	9	11,67	97,83	94	10	14,58	96,90
10	4	21,42	96,00	52	9	11,93	97,51	95	10	10,70	97,74
11	5	7,99	98,31	53	9	16,07	96,56	96	10	13,48	97,09
12	5	11,13	97,63	54	9	41,93	92,19	97	10	13,44	97,06
13	5	12,62	97,52	55	9	8,07	98,26	98	10	14,84	96,94
14	5	13,04	97,17	56	9	12,25	97,50	99	10	10,48	97,66
15	5	13,11	97,11	57	9	14,54	97,20	100	10	12,64	97,31
16	5	14,52	97,06	58	9	19,43	95,77	101	10	14,92	97,04
17	5	14,11	96,99	59	9	9,38	97,88	102	10	21,83	95,34
18	5	14,65	96,77	60	9	14,72	96,91	103	10	12,01	97,41
19	5	17,45	96,49	61	9	17,99	96,58	104	10	14,17	97,20
20	5	24,25	94,70	62	9	17,46	96,37	105	10	14,37	96,94
21	7	11,21	97,86	63	9	12,42	97,55	106	10	15,90	96,62
22	7	12,50	97,38	64	9	13,45	97,41	107	10	10,49	97,89
23	7	17,01	97,34	65	9	18,78	96,05	108	10	10,68	97,83
24	7	14,12	96,98	66	9	21,98	95,70	109	10	11,88	97,41
25	7	16,09	96,84	67	9	12,17	97,61	110	10	37,26	93,25
26	7	16,23	96,68	68	9	11,66	97,52	111	10	11,08	97,89
27	7	15,64	96,68	69	9	13,73	97,18	112	10	13,74	97,07
28	7	17,81	96,15	70	9	19,75	96,52	113	10	17,35	97,05
29	7	20,11	96,00	71	9	10,12	97,91	114	10	15,15	97,03
30	7	32,59	93,95	72	9	10,47	97,90	115	10	10,41	97,71
31	8	11,27	97,64	73	9	17,72	96,37	116	10	14,66	96,93
32	8	13,73	97,19	74	9	24,62	94,85	117	10	16,09	96,71
33	8	20,77	96,90	75	9	14,21	97,90	118	10	18,14	96,30
34	8	17,90	96,30	76	9	13,91	97,02	119	11	12,79	97,32
35	8	10,36	97,79	77	9	14,78	97,02	120	11	16,73	96,68
36	8	14,25	97,22	78	9	15,73	96,73	121	11	20,54	95,70
37	8	12,91	97,21	79	10	10,88	97,81	122	11	22,25	95,22
38	8	16,97	96,40	80	10	10,66	97,75	123	11	9,38	98,03
39	8	10,93	97,47	81	10	16,49	96,54	124	11	15,53	96,83
40	8	15,98	96,56	82	10	16,25	96,41	125	11	23,59	95,71
41	8	16,27	96,44	83	10	11,39	97,58	126	11	24,25	94,85
				84	10	13,33	97,20	127	11	12,43	97,30

128	11	15,15	96,83	160	12	12,77	97,35	192	16	12,15	97,49
129	11	16,69	96,24	161	12	18,72	95,91	193	16	13,33	97,31
130	11	21,91	95,06	162	12	34,39	94,09	194	16	13,43	97,21
131	11	9,26	98,12	163	12	11,55	97,58	195	16	13,51	97,20
132	11	14,51	96,87	164	12	13,73	97,05	196	16	13,66	97,06
133	11	17,69	96,68	165	12	14,87	96,81	197	16	13,60	97,05
134	11	18,13	96,49	166	12	21,57	95,33	198	16	17,24	96,71
135	11	10,12	97,73	167	12	13,13	97,63	199	16	17,13	96,47
136	11	12,55	97,35	168	12	12,53	97,56	200	16	18,05	95,81
137	11	13,77	97,22	169	12	13,37	97,16	201	19	11,05	97,79
138	11	22,29	95,65	170	12	13,94	97,03	202	19	11,64	97,46
139	11	9,14	98,20	171	12	11,81	97,57	203	19	14,50	97,40
140	11	11,00	97,69	172	12	14,37	97,26	204	19	15,60	97,31
141	11	11,59	97,69	173	12	14,54	97,08	205	19	14,17	97,08
142	11	22,95	95,46	174	12	14,58	97,04	206	19	14,67	97,05
143	11	12,35	97,39	175	13	11,04	97,68	207	19	13,73	97,03
144	11	14,31	97,08	176	13	14,26	97,42	208	19	14,35	96,66
145	11	21,13	96,15	177	13	13,82	97,02	209	19	17,16	96,63
146	11	20,44	95,70	178	13	15,16	96,65	210	19	17,20	96,48
147	11	8,55	98,13	179	13	13,63	96,94	211	22	10,62	97,84
148	11	12,17	97,51	180	13	16,17	96,74	212	22	12,83	97,27
149	11	13,75	97,47	181	13	15,99	96,72	213	22	12,64	97,18
150	11	30,30	93,67	182	13	17,50	96,21	214	22	14,99	96,99
151	12	11,73	97,50	183	14	11,10	97,76	215	22	21,39	96,41
152	12	11,90	97,42	184	14	14,28	97,61	216	22	17,04	96,36
153	12	17,00	96,38	185	14	11,18	97,54	217	22	16,72	96,35
154	12	21,91	95,48	186	14	17,63	96,10	218	22	20,66	95,93
155	12	11,13	97,83	187	14	12,83	97,28	219	22	23,05	95,02
156	12	10,80	97,78	188	14	14,30	97,17	220	22	38,90	92,41
157	12	14,22	97,02	189	14	19,08	96,13				
158	12	25,59	94,66	190	14	30,74	94,09				
159	12	8,33	98,17	191	16	11,64	97,53				

## ANEXO G: Tabela com os resultados das RNAs masculinas

Tabela A.3 – Resultados dos testes das RNAs masculinas

Nº RNA	Nº neurónios	MSE teste (graus)	ρ teste (%)								
1	4	12,13	97,90	42	8	15,22	97,02	85	10	12,57	97,92
2	4	9,13	98,32	43	9	5,65	99,03	86	10	9,55	98,04
3	4	9,05	98,28	44	9	6,49	98,94	87	10	10,04	98,05
4	4	12,84	97,58	45	9	6,52	98,89	88	10	11,17	98,07
5	4	10,97	97,99	46	9	6,46	98,87	89	10	11,05	98,08
6	4	13,16	97,45	47	9	7,50	98,67	90	10	10,18	98,10
7	4	9,83	98,08	48	9	7,63	98,66	91	10	10,35	98,19
8	4	8,69	98,43	49	9	7,12	98,65	92	10	9,32	98,25
9	4	7,84	98,63	50	9	6,88	98,64	93	10	9,53	98,27
10	4	10,09	98,26	51	9	6,94	98,63	94	10	8,87	98,28
11	5	11,99	97,67	52	9	7,54	98,59	95	10	9,25	98,28
12	5	10,18	98,21	53	9	7,79	98,54	96	10	8,59	98,37
13	5	12,53	97,79	54	9	7,97	98,53	97	10	7,54	98,39
14	5	15,64	97,37	55	9	8,54	98,51	98	10	9,27	98,39
15	5	7,00	98,69	56	9	7,90	98,48	99	10	8,24	98,41
16	5	8,36	98,40	57	9	8,68	98,45	100	10	8,79	98,41
17	5	9,56	98,25	58	9	8,07	98,45	101	10	8,70	98,42
18	5	10,07	98,11	59	9	8,69	98,42	102	10	8,50	98,46
19	5	10,84	98,19	60	9	8,72	98,36	103	10	8,65	98,47
20	5	6,61	98,70	61	9	11,18	98,34	104	10	8,57	98,48
21	7	9,17	98,52	62	9	8,36	98,33	105	10	9,12	98,50
22	7	11,57	97,87	63	9	8,96	98,27	106	10	8,04	98,52
23	7	14,37	97,56	64	9	9,11	98,26	107	10	7,89	98,52
24	7	8,58	98,35	65	9	10,38	98,21	108	10	8,43	98,55
25	7	8,10	98,51	66	9	9,28	98,21	109	10	9,25	98,55
26	7	6,73	98,86	67	9	9,65	98,20	110	10	7,76	98,57
27	7	8,42	98,49	68	9	9,49	98,15	111	10	7,26	98,62
28	7	8,95	98,36	69	9	9,39	98,14	112	10	7,41	98,64
29	7	11,79	97,85	70	9	11,20	98,12	113	10	6,51	98,68
30	7	9,76	98,26	71	9	10,57	98,11	114	10	8,38	98,69
31	8	6,38	98,92	72	9	9,68	98,02	115	10	6,62	98,79
32	8	5,66	98,89	73	9	11,22	97,96	116	10	6,13	98,79
33	8	6,66	98,67	74	9	12,54	97,53	117	10	7,41	98,90
34	8	7,96	98,55	75	9	12,58	97,47	118	10	5,19	98,94
35	8	8,07	98,53	76	9	13,72	97,43	119	11	13,81	97,14
36	8	8,30	98,53	77	9	13,15	97,41	120	11	15,18	97,38
37	8	7,97	98,48	78	9	26,02	95,69	121	11	11,71	97,73
38	8	9,42	98,33	79	10	19,79	96,36	122	11	12,02	97,95
39	8	9,10	98,21	80	10	16,54	96,78	123	11	10,18	98,00
40	8	11,06	97,90	81	10	13,81	97,50	124	11	8,91	98,17
41	8	12,50	97,53	82	10	12,28	97,71	125	11	9,58	98,20
				83	10	11,10	97,80	126	11	8,81	98,25
				84	10	11,19	97,89	127	11	9,28	98,26

128	11	8,92	98,27	160	12	9,26	98,21	192	16	7,30	98,61
129	11	9,49	98,30	161	12	9,06	98,22	193	16	8,61	98,44
130	11	9,58	98,30	162	12	9,25	98,25	194	16	8,88	98,30
131	11	8,54	98,38	163	12	8,66	98,35	195	16	8,93	98,25
132	11	8,65	98,40	164	12	8,75	98,39	196	16	9,44	98,11
133	11	8,84	98,41	165	12	7,81	98,49	197	16	11,21	98,10
134	11	8,61	98,45	166	12	7,31	98,52	198	16	10,32	98,04
135	11	8,16	98,46	167	12	7,71	98,54	199	16	10,79	97,94
136	11	8,32	98,46	168	12	6,85	98,67	200	16	12,28	97,69
137	11	7,67	98,46	169	12	7,42	98,75	201	19	6,73	98,72
138	11	8,43	98,48	170	12	6,88	98,76	202	19	8,11	98,50
139	11	7,47	98,51	171	12	6,38	98,81	203	19	9,33	98,32
140	11	8,54	98,53	172	12	6,25	98,87	204	19	9,50	98,22
141	11	7,50	98,53	173	12	5,96	98,87	205	19	9,01	98,18
142	11	7,57	98,55	174	12	6,10	98,89	206	19	9,68	98,15
143	11	7,11	98,61	175	13	6,89	98,87	207	19	10,88	97,91
144	11	7,66	98,62	176	13	8,24	98,75	208	19	15,88	97,71
145	11	8,20	98,63	177	13	8,06	98,41	209	19	13,69	97,49
146	11	7,18	98,66	178	13	9,30	98,19	210	19	20,64	96,34
147	11	7,67	98,73	179	13	9,74	98,14	211	22	6,51	98,85
148	11	6,89	98,73	180	13	9,95	98,06	212	22	8,22	98,66
149	11	6,05	98,90	181	13	12,71	97,41	213	22	7,32	98,50
150	11	5,67	98,90	182	13	14,34	97,27	214	22	7,92	98,49
151	12	19,26	96,62	183	14	6,18	98,80	215	22	9,67	98,14
152	12	14,59	97,08	184	14	8,32	98,48	216	22	13,81	98,05
153	12	14,62	97,17	185	14	8,75	98,37	217	22	11,95	97,79
154	12	13,09	97,75	186	14	9,39	98,23	218	22	12,46	97,62
155	12	12,77	97,81	187	14	9,80	98,06	219	22	16,08	97,40
156	12	10,80	97,95	188	14	10,83	98,06	220	22	16,51	96,81
157	12	10,25	97,97	189	14	14,03	97,57				
158	12	10,11	97,98	190	14	16,48	96,85				
159	12	9,96	98,19	191	16	7,16	98,71				

## ANEXO H: Código em MATLAB para gerar as CAPSJs para indivíduos desconhecidos com a RNA

```

% gerar CAPSJs para o indivíduo desconhecido

altura_M=160; % altura em cm

idade_M=22; % idade

peso_M=59; % massa corporal

velocidade_M=[1.0 2.3 3.6 4.8 5.5]; % velocidade de teste em km/h

for i=1:5 % para obter um CAPSJ para cada uma das cinco velocidades

    % gerar CAPSJ com as características indicadas para uma das velocidades através da RNA selecionada
    CAPSJ_ref= rede_Knee.final_net([altura_M idade_M peso_M velocidade_M(i)]);

    % filtrar CAPSJ obtida
    h_Knee=fdesign.lowpass('N,F3dB',2,1/6); % filtro de 2ª ordem e freq. de corte = 6Hz
    d_Knee = design(h_Knee,'butter'); % filtro de butterworth
    CAPSJ_ref_f = filtfilt(d_Knee.sosMatrix,d_Knee.ScaleValues,CAPSJ_ref);

    % alinhar a máximo da CAPSJ no ângulo a 75% do ciclo da marcha
    [nY_M,nI_M] = max(CAPSJ_ref_f);
    indicepico_KneeR=75;
    CAPSJ_ref_MR=circshift(CAPSJ_ref_f,[indicepico_KneeR-nI_M 0]);
    CAPSJ_ref_MR=CAPSJ_ref_MR-min(CAPSJ_ref_MR); % remover o offset

    switch i
        case 1
            plot (CAPSJ_ref_MR,'r'), hold on
        case 2
            plot (CAPSJ_ref_MR,'b'), hold on
        case 3
            plot (CAPSJ_ref_MR,'g'), hold on
        case 4
            plot (CAPSJ_ref_MR,'m'), hold on
        case 5
            plot (CAPSJ_ref_MR,'c'), hold on
    end

end

plot (CAPSJ_ref_lit,'k'), hold on % plot CRL
axis([0 100 0 60])

legend ('v=1.0km/h','v=2.3km/h','v=3.6km/h','v=4.8km/h','v=5.5km/h','Location','northwest'), hold off

```

## ANEXO I: Código em MATLAB para criar as matrizes de entrada e saída da ELM

```

inputs=file_inputs.input_S1; % matriz de entrada
outputs=file_targets.output_Knee_S1; % matriz de saída
indice_teste=index_test.indice_teste; % matriz com os índices de teste que no treino da RNA foram guardados

% criar matrizes de treino e de teste para a ELM do género em análise
ind_test=indice_teste(1); % índice da primeira coluna que a RNA utilizou para teste
colunateste=1; colunatreino=1;
for i=1:size(inputs,2) % para correr todas as colunas das matrizes de entrada e saída
    if i==ind_test % se se verificar, trata-se de uma amostra para as matrizes de teste
        matriz_input_test(:,colunateste)=inputs(:,i);
        matriz_output_test(:,colunateste)=outputs(:,i);
        colunateste=colunateste+1;
        if colunateste<=(size(indice_teste,2))
            ind_test=indice_teste(colunateste);
        end
    else % quando se trata de uma amostra de treino
        matriz_input_treino(:,colunatreino)=inputs(:,i);
        matriz_output_treino(:,colunatreino)=outputs(:,i);
        colunatreino=colunatreino+1;
    end
end

% processar matrizes de treino e de teste para a ELM do género em análise
max_N=max(inputs(:));% máximo da matriz entrada
min_N=min(inputs(:));% mínimo da matriz entrada
% normalizar dados de treino de entrada - requisito da ELM (Normalizar entre -1 e 1)
input_treino_N = ((matriz_input_treino-min_N)./(max_N-min_N) - 0.5) *2;
% concatenar as matrizes de saída e de saída de treino normalizadas - cada linha corresponde a uma amostra
treino_conc=cat(2,matriz_output_treino',input_treino_N'); % matriz de treino da ELM em análise
% normalizar os dados de teste de entrada - requisito da ELM (Normalizar entre -1 e 1)
Input_individuo_N= ((matriz_input_test-min_N)./(max_N-min_N) - 0.5) *2;
% concatenar matriz de saída de teste com a matriz de entrada de teste normalizada
teste_conc=cat(2,matriz_output_test',Input_individuo_N'); % matriz de teste da ELM em análise

```

## ANEXO J: Código em MATLAB para treinar e testar as ELMs

```

matriz_treino=file_treino.treino_conc; % matriz de treino para a ELM
matriz_teste=file_teste.teste_conc; % matriz de teste para a ELM
output_teste=file_output_teste.matriz_output_test; % matriz de saída de teste usada pela RNA
for a1=Nneu_inf:1:Nneu_sup % em cada ciclo é testado um número de neurónios diferente, dentro do intervalo
    nHiddenNeurons = a1; % número de neurónios em análise
    for a2=1:N_treinos % número de ELMS testadas com o mesmo número de neurónios
        [TrainingTime, TestingTime, TrainingAccuracy, TestingAccuracy, TY, NumberofInputNeurons, InputWeight,
        BiasofHiddenNeurons, OutputWeight, ActivationFunction] = elm_MultiOutputRegression(matriz_treino,
        matriz_teste, N_outputs, nHiddenNeurons, act_funtion);% (CODEFORGEa, 2015)
        Cor=corr2(output_teste,TY); % calcular o valor do  $\rho$  de teste
        % calcular o valor do MSE de teste (MSE= (soma(saídas-almos)^2)/n° amostras)
        soma=0;
        for i=1:size(output_teste,1)
            for ii=1:size(output_teste,2)
                potencia=(TY(i,ii)-output_teste(i,ii))^2;
                soma=soma+potencia;
            end
        end
        n=(size(output_teste,1)*size(output_teste,2)); MSE=soma/n; % valor do MSE teste
        % criar matriz_ELM com os resultados das várias ELMs testadas
        matriz_ELM(n_teste,1)=n_teste; matriz_ELM(n_teste,2)=nHiddenNeurons;
        matriz_ELM(n_teste,3)=Cor; matriz_ELM(n_teste,4)=MSE; matriz_ELM(n_teste,5)=TrainingTime;
        matriz_ELM(n_teste,6)=TestingTime; matriz_ELM(n_teste,7)=TrainingAccuracy;
        matriz_ELM(n_teste,8)=TestingAccuracy;
        % seleção da rede com maior valor de  $\rho$  teste e menor o valor do MSE teste
        if (MSE<=th_MSE && Cor>=th_Cor)
            NumberofInputNeurons_final=NumberofInputNeurons; InputWeight_final=InputWeight;
            BiasofHiddenNeurons_final=BiasofHiddenNeurons; OutputWeight_final=OutputWeight;
            ActivationFunction_final=ActivationFunction; N_ELM_escolhida=n_teste;
            th_MSE=MSE; th_Cor=Cor;
        end
        n_teste=n_teste+1;
    end
end

```

## ANEXO K: Tabela com os resultados das ELMs femininas

Tabela A.4 – Resultados das ELMs femininas

Nº EL M	Nº neu-róni-os	$\rho$ teste (%)	MSE teste (graus)								
1	4	97,57	11,29	41	5	97,32	12,48	85	7	97,64	11,02
2	4	97,37	12,24	42	5	97,31	12,52	86	7	97,63	11,08
3	4	97,33	12,4	43	5	97,29	12,6	87	7	97,62	11,11
4	4	97,33	12,49	44	5	97,27	12,76	88	7	97,57	11,26
5	4	97,18	13,07	45	5	97,2	13,15	89	7	97,53	11,5
6	4	97,18	13,09	46	5	97,17	13,23	90	7	97,52	11,53
7	4	97,14	13,37	47	5	97,14	13,26	91	7	97,51	11,59
8	4	97,09	13,47	48	5	96,8	14,82	92	7	97,48	11,65
9	4	97,05	13,82	49	6	97,89	9,86	93	7	97,46	11,83
10	4	96,98	14,18	50	6	97,87	9,95	94	7	97,43	11,9
11	4	96,95	14,25	51	6	97,85	10,06	95	7	97,41	11,98
12	4	96,9	14,48	52	6	97,85	10,07	96	7	97,38	12,29
13	4	96,87	14,6	53	6	97,85	10,07	97	8	98,59	6,86
14	4	96,83	14,71	54	6	97,83	10,11	98	8	98,31	7,9
15	4	96,82	14,74	55	6	97,84	10,18	99	8	98,18	8,52
16	4	96,83	14,77	56	6	97,78	10,33	100	8	98,03	9,24
17	4	96,81	14,8	57	6	97,8	10,37	101	8	97,88	9,85
18	4	96,82	14,81	58	6	97,72	10,62	102	8	97,89	9,94
19	4	96,82	14,86	59	6	97,73	10,63	103	8	97,82	10,18
20	4	96,76	15,04	60	6	97,7	10,75	104	8	97,81	10,18
21	4	96,76	15,04	61	6	97,67	10,86	105	8	97,8	10,25
22	4	96,75	15,19	62	6	97,66	10,86	106	8	97,76	10,44
23	4	96,69	15,34	63	6	97,62	11,06	107	8	97,75	10,45
24	4	96,69	15,4	64	6	97,58	11,27	108	8	97,74	10,56
25	5	97,78	10,36	65	6	97,58	11,27	109	8	97,71	10,63
26	5	97,76	10,42	66	6	97,55	11,45	110	8	97,67	10,84
27	5	97,73	10,62	67	6	97,5	11,64	111	8	97,67	10,93
28	5	97,67	10,88	68	6	97,49	11,7	112	8	97,63	10,98
29	5	97,66	10,94	69	6	97,45	11,95	113	8	97,56	11,32
30	5	97,58	11,24	70	6	97,41	12	114	8	97,56	11,36
31	5	97,57	11,38	71	6	97,21	13,12	115	8	97,54	11,39
32	5	97,54	11,39	72	6	97,02	13,81	116	8	97,54	11,41
33	5	97,45	11,86	73	7	97,96	9,46	117	8	97,54	11,42
34	5	97,43	11,96	74	7	97,83	10,13	118	8	97,53	11,45
35	5	97,41	12,08	75	7	97,82	10,19	119	8	97,51	11,53
36	5	97,41	12,14	76	7	97,8	10,28	120	8	97,48	11,67
37	5	97,4	12,15	77	7	97,8	10,29	121	9	98,12	8,78
38	5	97,39	12,16	78	7	97,78	10,34	122	9	98,03	9,39
39	5	97,36	12,3	79	7	97,78	10,35	123	9	97,98	9,43
40	5	97,32	12,47	80	7	97,75	10,55	124	9	97,89	9,85
				81	7	97,72	10,59	125	9	97,9	9,89
				82	7	97,74	10,59	126	9	97,87	9,96
				83	7	97,67	10,9	127	9	97,85	10,02
				84	7	97,63	10,98	128	9	97,83	10,08



129	9	97,83	10,1	177	11	97,95	9,66	225	13	98,13	9,01
130	9	97,82	10,2	178	11	97,93	9,96	226	13	98,1	9,01
131	9	97,79	10,31	179	11	97,8	10,22	227	13	98,11	9,03
132	9	97,77	10,46	180	11	97,79	10,25	228	13	98,05	9,12
133	9	97,77	10,47	181	11	97,76	10,39	229	13	98,07	9,15
134	9	97,74	10,51	182	11	97,68	10,89	230	13	98,05	9,25
135	9	97,71	10,62	183	11	97,63	11	231	13	98,04	9,28
136	9	97,71	10,69	184	11	97,65	11,07	232	13	97,95	9,52
137	9	97,71	10,75	185	11	97,63	11,07	233	13	97,95	9,59
138	9	97,68	10,84	186	11	97,61	11,16	234	13	97,93	9,62
139	9	97,68	10,87	187	11	97,62	11,17	235	13	97,9	9,82
140	9	97,65	10,89	188	11	97,59	11,23	236	13	97,87	9,9
141	9	97,54	11,41	189	11	97,56	11,34	237	13	97,84	10,02
142	9	97,52	11,52	190	11	97,43	11,91	238	13	97,83	10,09
143	9	97,41	11,99	191	11	97,35	12,28	239	13	97,78	10,34
144	9	97,37	12,27	192	11	97,35	12,36	240	13	97,74	10,49
145	10	98,33	7,82	193	12	98,63	6,58	241	14	98,46	7,64
146	10	98,34	8,04	194	12	98,46	7,43	242	14	98,34	8,09
147	10	98,34	8,25	195	12	98,42	7,51	243	14	98,23	8,25
148	10	98,03	9,17	196	12	98,37	7,72	244	14	98,21	8,47
149	10	98,13	9,26	197	12	98,39	7,75	245	14	98,15	8,76
150	10	97,96	9,51	198	12	98,37	7,82	246	14	98,08	9,02
151	10	97,96	9,61	199	12	98,3	8,14	247	14	98,03	9,16
152	10	97,93	9,66	200	12	98,32	8,23	248	14	98,02	9,22
153	10	97,85	9,97	201	12	98,25	8,43	249	14	98,02	9,28
154	10	97,78	10,33	202	12	98,2	8,5	250	14	97,99	9,46
155	10	97,76	10,46	203	12	98,19	8,61	251	14	97,95	9,63
156	10	97,74	10,48	204	12	98,13	8,7	252	14	97,93	9,72
157	10	97,73	10,53	205	12	98,16	8,79	253	15	98,56	7,25
158	10	97,73	10,57	206	12	98,12	8,88	254	15	98,28	8,08
159	10	97,7	10,71	207	12	98,13	8,94	255	15	98,33	8,09
160	10	97,73	10,84	208	12	98,11	9,13	256	15	98,31	8,25
161	10	97,66	10,89	209	12	98,02	9,27	257	15	98,17	8,72
162	10	97,66	10,9	210	12	98	9,3	258	15	98,1	8,83
163	10	97,58	11,21	211	12	98,02	9,56	259	15	98,11	8,96
164	10	97,56	11,47	212	12	97,92	9,73	260	15	98,05	9,16
165	10	97,44	11,84	213	12	97,75	10,49	261	15	97,99	9,37
166	10	97,43	11,95	214	12	97,64	10,97	262	15	97,99	9,44
167	10	97,35	12,27	215	12	97,56	11,34	263	15	98,01	9,5
168	10	97,33	12,39	216	12	97,47	11,73	264	15	97,68	10,9
169	11	98,57	6,93	217	13	98,62	6,61	265	16	98,57	6,79
170	11	98,31	7,91	218	13	98,42	7,49	266	16	98,46	7,35
171	11	98,23	8,38	219	13	98,4	7,79	267	16	98,34	8
172	11	98,24	8,44	220	13	98,28	8,03	268	16	98,4	8,06
173	11	98,27	8,61	221	13	98,28	8,19	269	16	98,27	8,18
174	11	98,02	9,35	222	13	98,14	8,88	270	16	98,3	8,32
175	11	97,97	9,45	223	13	98,14	8,89	271	16	98,26	8,37
176	11	97,98	9,46	224	13	98,1	8,99	272	16	98,19	8,43

273	16	98,07	9	299	18	98,11	9,18	325	21	98,39	7,58
274	16	97,95	9,63	300	18	98	9,81	326	21	98,31	7,92
275	16	97,94	9,72	301	19	98,49	7,24	327	21	98,27	8,2
276	16	97,79	10,42	302	19	98,32	7,92	328	21	98,28	8,21
277	17	98,43	7,48	303	19	98,31	8,02	329	21	98,27	8,21
278	17	98,25	8,16	304	19	98,28	8,07	330	21	98,25	8,32
279	17	98,27	8,27	305	19	98,24	8,44	331	21	98,21	8,49
280	17	98,22	8,36	306	19	98,19	8,58	332	21	98,21	8,5
281	17	98,17	8,69	307	19	98,17	8,63	333	21	98,2	8,53
282	17	98,18	8,69	308	19	98,15	8,81	334	21	98,16	8,72
283	17	98,12	8,94	309	19	98,16	8,99	335	21	98,17	8,79
284	17	98,09	9,02	310	19	98,12	9,05	336	21	98,1	8,9
285	17	98,03	9,3	311	19	98,02	9,33	337	22	98,37	7,62
286	17	97,99	9,41	312	19	97,88	10,06	338	22	98,29	8,02
287	17	97,97	9,64	313	20	98,47	7,23	339	22	98,28	8,14
288	17	97,92	10,08	314	20	98,48	7,26	340	22	98,25	8,18
289	18	98,55	6,82	315	20	98,39	7,61	341	22	98,26	8,21
290	18	98,33	7,84	316	20	98,28	8,13	342	22	98,26	8,22
291	18	98,31	7,94	317	20	98,29	8,15	343	22	98,26	8,24
292	18	98,3	7,96	318	20	98,29	8,17	344	22	98,23	8,32
293	18	98,31	8	319	20	98,23	8,3	345	22	98,17	8,6
294	18	98,29	8,24	320	20	98,24	8,49	346	22	98,18	8,65
295	18	98,21	8,56	321	20	98,19	8,6	347	22	98,16	8,66
296	18	98,1	9,03	322	20	98,19	8,64	348	22	98,14	8,78
297	18	98,09	9,1	323	20	98,19	8,65				
298	18	98,1	9,13	324	20	98,15	8,93				

## ANEXO L: Tabela com os resultados das ELMs masculinas

Tabela A.5 – Resultados das ELMs masculinas

Nº ELM	Nº neurónios	$\rho$ teste (%)	MSE teste (graus)								
1	4	98,05	9,98	41	5	97,97	10,16	84	7	98,2	9,56
2	4	98,04	10,06	42	5	97,84	11,01	85	7	98,15	9,58
3	4	97,98	10,26	43	5	97,71	11,52	86	7	98,16	9,64
4	4	97,87	10,89	44	5	97,76	11,65	87	7	98,13	9,65
5	4	97,84	10,94	45	5	97,72	11,85	88	7	98,23	9,74
6	4	97,9	10,95	46	5	97,56	12,25	89	7	98,14	9,86
7	4	97,78	11,19	47	5	97,56	12,31	90	7	98,11	9,86
8	4	97,7	11,48	48	5	97,51	12,54	91	7	98,13	9,9
9	4	97,72	11,55	49	6	98,23	9,17	92	7	98,05	9,9
10	4	97,6	12,08	50	6	98,24	9,3	93	7	98,1	9,92
11	4	97,59	12,13	51	6	98,16	9,4	94	7	98,08	10
12	4	97,53	12,34	52	6	98,21	9,49	95	7	98,09	10,09
13	4	97,54	12,34	53	6	98,18	9,49	96	7	98,08	10,31
14	4	97,53	12,36	54	6	98,19	9,5	97	8	98,46	8,57
15	4	97,57	12,41	55	6	98,2	9,5	98	8	98,4	8,59
16	4	97,52	12,42	56	6	98,19	9,52	99	8	98,37	8,59
17	4	97,5	12,48	57	6	98,18	9,6	100	8	98,37	8,88
18	4	97,51	12,51	58	6	98,14	9,64	101	8	98,36	8,9
19	4	97,5	12,55	59	6	98,19	9,65	102	8	98,36	8,9
20	4	97,46	12,73	60	6	98,18	9,71	103	8	98,31	8,99
21	4	97,45	12,74	61	6	98,15	9,71	104	8	98,28	9,07
22	4	97,44	12,86	62	6	98,13	9,8	105	8	98,25	9,11
23	4	97,38	13,06	63	6	98,08	9,8	106	8	98,3	9,14
24	4	97,2	13,97	64	6	98,1	9,91	107	8	98,3	9,16
25	5	98,21	9,25	65	6	98,1	9,97	108	8	98,29	9,2
26	5	98,2	9,26	66	6	98,04	10,13	109	8	98,3	9,22
27	5	98,17	9,46	67	6	98,05	10,28	110	8	98,3	9,22
28	5	98,15	9,49	68	6	97,99	10,34	111	8	98,25	9,26
29	5	98,14	9,56	69	6	97,95	10,43	112	8	98,26	9,28
30	5	98,12	9,6	70	6	97,99	10,58	113	8	98,26	9,29
31	5	98,11	9,66	71	6	97,79	11,06	114	8	98,2	9,39
32	5	98,12	9,7	72	6	97,69	11,55	115	8	98,24	9,43
33	5	98,09	9,71	73	7	98,31	9,09	116	8	98,23	9,47
34	5	98,11	9,76	74	7	98,26	9,12	117	8	98,2	9,52
35	5	98,06	9,81	75	7	98,29	9,12	118	8	98,21	9,53
36	5	98,11	9,82	76	7	98,26	9,15	119	8	98,13	9,8
37	5	98,06	9,85	77	7	98,31	9,17	120	8	98,11	9,95
38	5	98,14	9,86	78	7	98,24	9,25	121	9	98,48	8,22
39	5	98,05	9,87	79	7	98,2	9,46	122	9	98,43	8,28
40	5	98,09	9,91	80	7	98,2	9,46	123	9	98,45	8,44
				81	7	98,18	9,47	124	9	98,44	8,52
				82	7	98,19	9,48	125	9	98,45	8,57
				83	7	98,16	9,55	126	9	98,34	8,79

127	9	98,36	8,9	175	11	98,5	8,2	223	13	98,57	7,64
128	9	98,32	8,91	176	11	98,49	8,24	224	13	98,51	7,77
129	9	98,3	8,97	177	11	98,4	8,35	225	13	98,53	7,81
130	9	98,28	8,99	178	11	98,46	8,38	226	13	98,52	7,83
131	9	98,3	9	179	11	98,43	8,54	227	13	98,42	8,07
132	9	98,3	9,13	180	11	98,46	8,55	228	13	98,49	8,07
133	9	98,32	9,13	181	11	98,41	8,61	229	13	98,46	8,1
134	9	98,28	9,15	182	11	98,43	8,61	230	13	98,44	8,11
135	9	98,27	9,19	183	11	98,4	8,62	231	13	98,49	8,17
136	9	98,26	9,19	184	11	98,42	8,64	232	13	98,47	8,24
137	9	98,28	9,21	185	11	98,36	8,78	233	13	98,45	8,28
138	9	98,3	9,28	186	11	98,36	8,85	234	13	98,44	8,35
139	9	98,24	9,35	187	11	98,39	8,89	235	13	98,46	8,36
140	9	98,2	9,41	188	11	98,37	8,9	236	13	98,45	8,37
141	9	98,18	9,68	189	11	98,33	8,98	237	13	98,38	8,61
142	9	98,16	9,72	190	11	98,27	9,12	238	13	98,44	8,62
143	9	98,19	9,74	191	11	98,28	9,15	239	13	98,36	8,96
144	9	98,05	10,14	192	11	98,23	9,4	240	13	98,19	9,63
145	10	98,61	7,5	193	12	98,74	6,5	241	14	98,92	5,42
146	10	98,57	7,64	194	12	98,7	6,87	242	14	98,69	6,65
147	10	98,48	8,15	195	12	98,65	7,15	243	14	98,67	7,01
148	10	98,49	8,21	196	12	98,59	7,53	244	14	98,59	7,17
149	10	98,43	8,26	197	12	98,57	7,61	245	14	98,61	7,28
150	10	98,46	8,35	198	12	98,57	7,66	246	14	98,52	7,7
151	10	98,45	8,44	199	12	98,51	7,71	247	14	98,44	7,73
152	10	98,47	8,46	200	12	98,57	7,77	248	14	98,51	7,81
153	10	98,44	8,46	201	12	98,57	7,77	249	14	98,51	7,87
154	10	98,35	8,47	202	12	98,56	7,8	250	14	98,45	8,21
155	10	98,45	8,49	203	12	98,53	7,88	251	14	98,44	8,4
156	10	98,42	8,52	204	12	98,51	7,91	252	14	98,22	9,67
157	10	98,43	8,61	205	12	98,52	7,99	253	15	98,59	7,04
158	10	98,41	8,69	206	12	98,48	8,01	254	15	98,53	7,18
159	10	98,43	8,69	207	12	98,53	8,03	255	15	98,49	7,44
160	10	98,43	8,71	208	12	98,45	8,28	256	15	98,57	7,56
161	10	98,38	8,76	209	12	98,48	8,41	257	15	98,44	8,06
162	10	98,39	8,81	210	12	98,38	8,5	258	15	98,43	8,15
163	10	98,34	8,85	211	12	98,43	8,58	259	15	98,38	8,17
164	10	98,34	9,03	212	12	98,4	8,68	260	15	98,44	8,17
165	10	98,24	9,06	213	12	98,36	8,78	261	15	98,37	8,18
166	10	98,19	9,46	214	12	98,3	9,01	262	15	98,35	8,24
167	10	98,18	9,52	215	12	98,25	9,29	263	15	98,34	8,47
168	10	98,17	9,59	216	12	98,25	9,29	264	15	98,32	8,57
169	11	98,57	7,72	217	13	98,64	7,18	265	16	98,93	5,18
170	11	98,58	7,74	218	13	98,6	7,34	266	16	98,87	5,55
171	11	98,58	7,75	219	13	98,54	7,34	267	16	98,85	5,66
172	11	98,46	8,09	220	13	98,62	7,54	268	16	98,8	5,86
173	11	98,49	8,11	221	13	98,56	7,54	269	16	98,76	6,14
174	11	98,48	8,16	222	13	98,6	7,59	270	16	98,73	6,14

271	16	98,72	6,2	297	18	98,59	6,78	323	20	98,37	7,81
272	16	98,68	6,49	298	18	98,56	6,91	324	20	98,39	7,91
273	16	98,65	6,58	299	18	98,54	6,99	325	21	98,63	6,74
274	16	98,62	6,65	300	18	98,34	8,11	326	21	98,53	7,13
275	16	98,44	7,8	301	19	98,84	5,57	327	21	98,53	7,19
276	16	98,1	9,13	302	19	98,78	5,92	328	21	98,44	7,49
277	17	98,97	5	303	19	98,73	6,15	329	21	98,44	7,55
278	17	98,89	5,35	304	19	98,68	6,35	330	21	98,42	7,56
279	17	98,87	5,45	305	19	98,67	6,44	331	21	98,45	7,59
280	17	98,79	5,81	306	19	98,64	6,54	332	21	98,37	7,86
281	17	98,84	5,9	307	19	98,51	7,27	333	21	98,39	7,88
282	17	98,77	5,92	308	19	98,43	7,49	334	21	98,36	7,98
283	17	98,77	5,94	309	19	98,42	7,62	335	21	98,36	7,98
284	17	98,74	6,03	310	19	98,41	7,67	336	21	98,33	8,04
285	17	98,72	6,18	311	19	98,43	7,76	337	22	98,55	7,09
286	17	98,66	6,68	312	19	98,36	8	338	22	98,46	7,35
287	17	98,53	7,09	313	20	98,75	6,01	339	22	98,45	7,44
288	17	98,49	8,13	314	20	98,67	6,4	340	22	98,44	7,51
289	18	98,78	5,87	315	20	98,65	6,47	341	22	98,43	7,52
290	18	98,78	5,89	316	20	98,54	7,09	342	22	98,43	7,63
291	18	98,8	5,91	317	20	98,53	7,1	343	22	98,41	7,63
292	18	98,77	5,92	318	20	98,53	7,2	344	22	98,38	7,85
293	18	98,75	5,98	319	20	98,48	7,25	345	22	98,31	8,14
294	18	98,66	6,43	320	20	98,48	7,32	346	22	98,31	8,2
295	18	98,66	6,53	321	20	98,47	7,38	347	22	98,27	8,44
296	18	98,63	6,63	322	20	98,42	7,62	348	22	98,23	8,6

## ANEXO M: Código em MATLAB para prever as CAPSJs para indivíduos desconhecidos com a ELM

```

% gerar CAPSJs para o indivíduo desconhecido

altura_M=160; % altura em cm
idade_M=22; % idade
peso_M=59; % massa corporal
velocidade_M=[1.0 2.3 3.6 4.8 5.5]; % velocidade de teste em km/h

inputs_m=file_inputs_m.input_S1; % matriz de entrada feminina usada pela RNA
max_N_m=max(inputs_m(:));
min_N_m=min(inputs_m(:));

for i=1:5 % para obter uma CAPSJ para cada uma das cinco velocidades
    Input_individuo=[altura_M idade_M peso_M velocidade_M(i)]; % vetor com as características incógnita
    Input_individuo_N= ((Input_individuo-min_N_m)/(max_N_m-min_N_m) - 0.5 ) *2; %normalizar os dados
    [TestingTime, CAPSJ_ref_f] = elm_predict(Input_individuo_N, genero); % função no Anexo N
    [nY_M,nI_M] = max(CAPSJ_ref_f);
    CAPSJ_ref_f=CAPSJ_ref_f-min(CAPSJ_ref_f); % remover offset
    indicepico_KneeR=75;
    CAPSJ_ref_MR=circshift(CAPSJ_ref_f,[indicepico_KneeR-nI_M 0]); % alinhar a máximo a 75% do ciclo
    switch i
        case 1
            plot (CAPSJ_ref_MR,'r'), hold on
        case 2
            plot (CAPSJ_ref_MR,'b'), hold on
        case 3
            plot (CAPSJ_ref_MR,'g'), hold on
        case 4
            plot (CAPSJ_ref_MR,'m'), hold on
        case 5
            plot (CAPSJ_ref_MR,'c'), hold on
    end
end

plot (CAPSJ_ref_lit,'k'), hold on % plot CRL
axis([0 100 0 60])
legend ('v=1.0km/h', 'v=2.3km/h','v=3.7km/h','v=4.8km/h','v=5.5km/h','Location','northwest'), hold off

```

---

## ANEXO N: Função 'elm\_predict', em MATLAB, ajustada ao código do Anexo M

Função adaptada de (CODEFORGEb, 2015), para poder ser utilizada no código do Anexo M. De seguida são apresentadas as linhas de código originais e as respectivas alterações desenvolvidas.

% linhas de código original:

- 1) test\_data=load(TestingData\_File);
- 2) TV.T=test\_data(:,0);
- 3) load elm\_model.mat;

% linhas de adaptação

- 1) test\_data=TestingData\_File;
  - 2) TV.P=test\_data(:,1:size(test\_data,2));
  - 3) **if** genero==2 % género masculino  
    load ELM\_Masculina\_best.mat;
- elseif** genero==1 % género feminino  
    load ELM\_Feminina\_best.mat;
- end**
- Elm\_Type=ELMfinal.Elm\_Type;  
InputWeight=ELMfinal.InputWeight;  
BiasofHiddenNeurons=ELMfinal.BiasofHiddenNeurons;  
ActivationFunction=ELMfinal.ActivationFunction;  
OutputWeight=ELMfinal.OutputWeight;

## ANEXO O: Código em MATLAB para treinar e testar os MSVRs

Adaptação do algoritmo do MSVR retirado de (UV, 2015) - Autor Fernando Pérez Cruz:

```

input_treino=input_treino'; % matriz de entrada de treino
output_treino=output_treino'; % matriz de saída de treino
input_teste=input_teste'; % matriz de entrada de teste
output_teste=output_teste'; % matriz de saída de teste

C1=[0.001 1 1.1 1.5 1.8 2 2.2 2.8 5 8 10 12 14 16 18 20 25 30 35 40 45 50 55 60 65 70 75 80 85 90 95 100 500
1000 10000];

epsi1=[0.000001 0.001 0.01 0.1 0.2 0.3 0.4 0.5 0.6 0.7 0.8 0.9 1 10];
par1=[0.01 0.05 0.1 0.2 0.5 1 2 4 8 10 16 20 30 40 50 60 100 200 500 1000];

for i=1:length(C1) % testar vários valores de C
    C=C1(i);

    for ii=1:length(epsi1) % testar vários valores de epsi
        epsi=epsi1(ii);

        for iii=1:length(par1) % testar vários valores de par
            par=par1(iii);

            [Beta,NSV,Ktrain,i1] = msvr(input_treino,output_treino, 'rbf',C,epsi,par, 1e-20); % Train the MSVR
            Ktest = kernelmatrix(ker,input_teste',input_treino',par); Yfinal = Ktest*Beta;
            Cor=corr2(output_teste,Yfinal); % calcular o ρ de teste

            % calcular o MSE de teste

            soma=0;

            for i=1:size(output_teste,1)
                for ii=1:size(output_teste,2)
                    potencia=(Yfinal(i,ii)-output_teste(i,ii))^2; soma=soma+potencia;
                end
            end

            n=(size(output_teste,1)*size(output_teste,2)); MSE=soma/n;

            % criar matriz com os resultados das MSVR criadas

            matriz_MSVR(n_teste,1)=n_teste; matriz_MSVR(n_teste,2)=C; matriz_MSVR(n_teste,3)=epsi;
            matriz_MSVR(n_teste,4)=par; matriz_MSVR(n_teste,5)=Cor; matriz_MSVR (n_teste,6)=MSE;

            n_teste=n_teste+1
        end
    end
end
end
end

```



## ANEXO P: Código em MATLAB para gerar as CAPSJs para indivíduos desconhecidos com o MSVR

```

altura_M=160; % altura do indivíduo em cm
idade_M=22; % idade do indivíduo
peso_M=59; % massa corporal do indivíduo
velocidade_M=[1.0 2.3 3.6 4.8 5.5]; % velocidade de teste em km/h
input_treino=input_treino'; % matriz de entrada de treino
output_treino=output_treino'; % matriz de saída de treino

% gerar o MSVR do género em análise, com os parâmetros selecionados para esse género
C=80; epsi=10; par=1000; tol = 1e-20; ker = 'rbf';
[Beta,NSV,Ktrain,i1] = msvr(input_treino,output_treino,ker,C,epsi,par,tol);
for i=1:5 % para obter uma CAPSJ para cada uma das cinco velocidades
    input_teste=[altura_M idade_M peso_M velocidade_M(i); altura_M idade_M peso_M velocidade_M(i)];
    % duplicam-se os dados porque o MSVR necessita de pelo menos duas mostras para realizar o teste
    Ktest = kernelmatrix(ker,input_teste',input_treino',par); % Predict on unseen test examples
    Ypredtest = Ktest*Beta; Yfinal=Ypredtest(1,:); % CAPSJ do indivíduo desconhecido
    Yfinal=Yfinal-min(Yfinal); % remover o offset
    [nY_M,nI_M] = max(Yfinal); indicepico_KneeR=75;
    CAPSJ_ref_MR=circshift(Yfinal,[0 indicepico_KneeR-nI_M]); % alinhar a máximo a 75% do ciclo
    switch i
        case 1
            plot (CAPSJ_ref_MR,'r'), hold on
        case 2
            plot (CAPSJ_ref_MR,'b'), hold on
        case 3
            plot (CAPSJ_ref_MR,'g'), hold on
        case 4
            plot (CAPSJ_ref_MR,'m'), hold on
        case 5
            plot (CAPSJ_ref_MR,'c'), hold on
    end
end
plot (CAPSJ_ref_lit,'k'), hold on % plot CRL
axis([0 100 0 60])
legend ('v=1.0km/h', 'v=2.3km/h','v=3.7km/h','v=4.8km/h','v=5.5km/h','Location','northwest'), hold off

```

## ANEXO Q: Artigo – Human knee joint walking pattern generation using computational intelligence techniques

> REPLACE THIS LINE WITH YOUR PAPER IDENTIFICATION NUMBER (DOUBLE-CLICK HERE TO EDIT) < 1

# Human knee joint walking pattern generation using computational intelligence techniques

Alexandra Vieira <sup>(1)</sup>, João P. Ferreira <sup>(1,2)</sup>, Paulo A. Ferreira <sup>(2)</sup>, Manuel Crisóstomo <sup>(2)</sup>, A. Paulo Coimbra <sup>(2)</sup>, *Member, IEEE*

<sup>(1)</sup> Dept. of Electrical Eng., Superior Institute of Eng. of Coimbra, Portugal

<sup>(2)</sup> Inst. of Systems and Robotics, Dept. of Electrical and Computer Eng., Univ. of Coimbra, Portugal

**Abstract** Computational Intelligence Techniques (CITs) can be used to generate the human knee joint walking pattern useful in medical rehabilitation as reference of normal pattern. In this paper, the knee joint curves were generated by using three different CITs: Artificial Neural Network (ANN), Extreme Learning Machine (ELM) and Multi-output Support Vector Regression (MSVR). The gait pattern of a woman is different of the gait pattern of a man and consequently their knee curves also are different. Thus it was necessary to train and test each of the three CITs in order to select the best one for each gender. The data used by the CITs were obtained from volunteers with different characteristics (gender, age, height and weight) and with healthy gait. The volunteers' knee joint curves were collected by a gait analysis system mainly constituted by a treadmill, two web cameras and passive marks positioned in volunteers' joints. These gait analysis were made for five different speeds. The best CIT for each gender was selected in function of the statistic test results and was forward to be the ELM. The selected CITs can be used to generate the knee joint curves expected for any person with specific characteristics and the physician can use the curves to make specific comparisons instead of comparisons with standard knee curves of the literature which does not differentiate for different person's characteristics and gait speed.

**Index Terms**— ANN, ELM, MSVR, Knee joint curve

### I. INTRODUCTION

THE analysis of the knee joint pattern can be useful in the recognition of normal or pathological knee patterns [1]. In this analysis the rehabilitation physician needs to compare the joint knee curve of a person with a reference healthy knee curve. Normally the reference knee curve is a standard knee curve of the literature which is unique for all persons and all test speeds. To improve the comparison for each specific person with different characteristics, AITS can be used to generate the healthy knee reference curve for each set of characteristics [2] that affect the gait pattern, which includes gender, age, weight, height and gait speed [3].

In [1] it is described a work with the objective of developing a generation model of human gait kinematics. This model uses a Gaussian Process Regression Algorithm which create a mapping function between 14 inputs (each

one constituted by the following characteristics: age, weight, height, gender and 12 limbs measures) and 14 outputs (a kinematic pattern). In this work only one speed was used, 0.83m.s<sup>-1</sup>.

T. P. Luu *et al.* [2] used the General Regression Neural Network (GRNN) to generate the healthy gate pattern of each person. The GRNN obtain the mapping of linear functions between the inputs (gait parameters and anthropometric data) and the Fourier coefficients of the output vectors (joint curve in frequency domain). After obtaining the output vectors the inverse Fourier Transform is applied to obtain the final kinematic curves.

ANN, ELM [4] and MSVR are three CITs that can also be used to generate the knee curves for persons with specific characteristics. There are, however, few tests of these CITs in this area and the majority of the existing tests have the objective of human gait classification.

In the work developed by W. Kong *et al.* [5] an ANN is used for human gait classification, considering as gait characteristics six states of the gait cycle. This model presented a performance accuracy of 89%.

The invention of the ELM is described in [6], which presents several positive ELM tests for regression and classification. In [4] the ELM and the Support Vector Regression (SVR) are compared, in the classification of the children abnormal gait. The authors concluded that the ELM has better classification accuracy, having a reduced training time and a simple implementation.

Manuscript received on ... This work was supported by the FCT and project "ProjB-Diagnosis and Assisted Mobility - Centro-07-ST24-FEDER- 002028" with FEDER funding, programs QREN and COMPETE.

Alexandra Vieira and João P. Ferreira are with the Institute Superior of Engineering of Coimbra, Quinta da Nora, 3030-199 Coimbra, Portugal (email: alexandra.vieira.eb@gmail.com, ferreira@mail.isec.pt)

Paulo A. Ferreira, A. Paulo Coimbra and Manuel M. Crisóstomo are with the Institute of Systems and Robotics, Electrical and Computer Engineering Department of University of Coimbra, 3030-290 Coimbra, Portugal (e-mail: paferr@gmail.com, acoimbra@deec.uc.pt, mcris@isr.uc.pt).

In this work the three CITs named (ANN, ELM and MSVR) are used in training and testing with knee curves of volunteers with healthy gait. The testing results of the CITs for each gender are compared and the best CIT is selected to generate the healthy knee curve for female and male gender, with specific characteristics and speed.

The rest of this manuscript is organized as following: in section II, it is described the treadmill system used for data collection; in section III, it is presented the characteristics of the volunteers who participated in the data collection; in section IV, it is presented the several steps of the data processing; section V introduces the three CITs models (ANN, ELM and MSVR) and their training and testing with the collected data; in section VI, it is presented the statistical test results and the knee curves generated using each CIT. The discussion of these results is discussed in section VII and section VIII presents the conclusions and the suggestions for future work.

## II. SYSTEM USED FOR DATA COLLECTION

The data used in this study was collected by a gait analysis system which is constituted by: a treadmill, two web cameras aligned with the treadmill and passive marks positioned on person's joints (Fig.1).

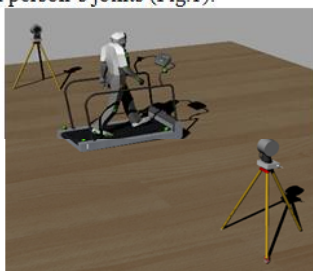


Fig. 1. Treadmill gait analysis system

The web cameras were aligned and positioned one on each side of the treadmill to cover each side of the walking person. After placing, the cameras were calibrated.

Passive marks are positioned on joints of both sides of the walking person. In Fig.2 is presented the passive marks on the right side of a walking person. These marks have a color that contrasts with the ambient for allowing cameras to record easily their position.



Fig. 2. Right side of the walking person during the gait test

In Fig.3 can be seen the marks positions in the joints of the left side of a person: 1- shoulder, 2- elbow, 3- wrist, 4- leg, 5- knee, 6-ankle, 7- heel, 8 and 9- fingers toes, and 'A' - pelvis.



Fig. 3. Position of passive marks on the left side of the walking person

The distances between the marks are measured and recorded.

Before starting the test it is necessary to make a pelvis calibration allowing the pelvis mark to be removed before the beginning of the test, because this mark would be occluded by the arm and the hand of the walking person. The pelvis calibration allows inferring the position of the pelvis joint point by the relationship between 4<sup>th</sup>, 5<sup>th</sup> and 'A' marks of Fig.3.

During the gait analysis, the treadmill is set at five different speeds, which are appropriated for each person clinical case.

Although this gait analysis system provides information about several joints, for testing the different CITs only the data of the knees joints were used.

### III. DATA ACQUISITION

The gait analysis system described in section II was used to collect data from 19 volunteers, 10 females and 9 males, with a healthy gait, that is persons without gait pathologies or gait limitations.

The gender, age, weight, height and gait speed are characteristics that affect the gait profile. In Table I is represented three characteristics intervals, the mean and the standard deviation for female and male volunteers.

TABLE I  
CHARACTERISTICS OF FEMALE AND MALE VOLUNTEERS

<i>Female characteristics</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>Mean</i>	<i>Standard Deviation</i>
Height (m)	1.59	1.69	1.65	0.03
Age (years)	18	58	32.57	15.36
Weight (kg)	47	90	64.79	12.92
<i>Male characteristics</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>Mean</i>	<i>Standard Deviation</i>
Height (m)	1.71	1.90	1.78	0.07
Age (years)	19	55	35	13.14
Weight (kg)	58	120	81.18	18.71

The volunteers have a significant difference in their characteristics.

Each volunteer performed a gait test for five different speeds, so in this study 95 gait tests were accomplished.

### IV. DATA PROCESSING

The data processing was made in MATLAB and consists in the following procedures:

1. Remove incomplete human steps, steps that don't represent a complete cycle of the gait. These incomplete steps may occur if the speed of the marks' movement is higher than camera's capture speed.
2. Remove the steps outliers, steps that make the standard deviation of the joint's curves larger. The standard deviation should be small with the higher number of steps as possible. For each person, knee and gait speed, the output of this procedure is a single curve which is the mean of the selected steps.
3. Remove the offset of the knees curves. In Fig.4 is presented a knee curve example before and after the remove of the curve's offset.

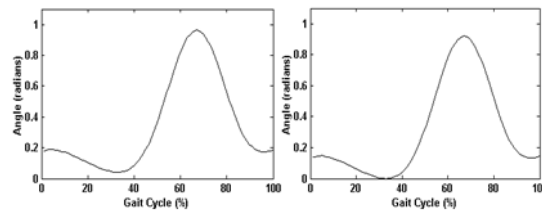


Fig. 4. Knee curves example. Left) knee curve with offset; right) knee curve with offset removed

4. Alignment of the curves so that the maximum of the curves is located at 75% of gait cycle, that is the common form to represent the knee curve. All curves, right knee curves and left knee curves need to be shifted. In Fig.5 and in Fig.6, are showed to examples of circular shift of right knee curve and circular shift of left knee curve, respectively.

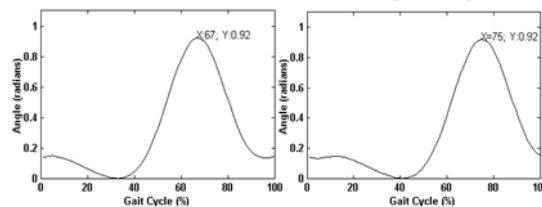


Fig. 5. Right knee curves example. Left) right knee curve before circular shift; right) right knee curve after circular shift

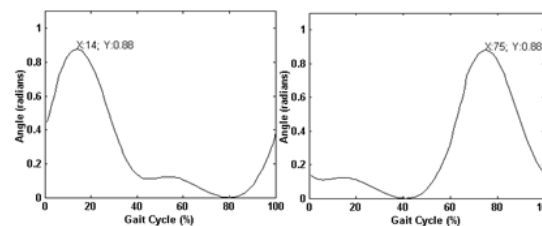


Fig. 6. Left knee curves example. Left) left knee curve before circular shift; right) left knee curve after circular shift

These alignments of the knee curves allow an easy comparison between the curves.

5. Filtering and realignment of the left knee curves at 75% of gait cycle. This process has the objective of removing the disruption of some left knee curves generated by the first alignment described in the previous procedure. The right knee curves resulting of the treatment described in previous procedure didn't present significant disruption, as showed in Fig.5. Fig.7 shows one left knee curve before and after the procedure described in objective 4 and after filtering and realignment.

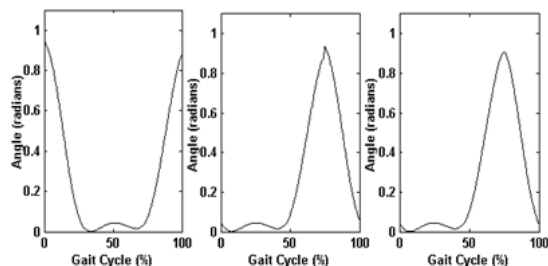


Fig. 7. Left knee curves example. Left) left knee curve before the procedure 4; middle) left knee curve after the procedure 4; right) left knee curve after procedure 5

6. Create input and output matrices for CITs. The input matrices are the input and the outputs matrices are the output of the CITs.

The data can be grouped in function of knee (right and left) and of the gender (female and male).

Fig.8 shows the right and left knee curves of one volunteer in one of the speeds. The right knee curve has a maximum of 0.92rad and the left knee curve has a maximum of 0.88rad. Once the difference between the two knee curves is small and because for healthy people the right and the left knee curves should be much closed, the data wasn't grouped in function of the knee. Another reason to merge the data of the right and the left knees is because the reference literature for knee curve used in this work to compare with the CITs results was also generated with data of the right and left knees.

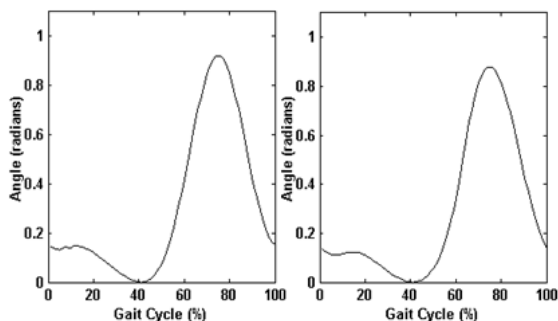


Fig. 8. Knee curves example of one volunteer. Left) right knee curve; right) left knee curve

The gender is an important factor because woman and man have different forms of walking and different characteristics (such as height and weight), that affect the gait profile.

So the processed data were grouped in two pairs of matrices in function of the gender: input matrix and output matrix for female gender and input matrix and output matrix for male gender.

The input matrices have four lines, one for each characteristics considered in this study: treadmill speed, height, age and weight of the person; and  $N \times 2$  columns, where  $N$  represents the number of samples that are the

number of velocities tested for each person. Each person tested an average of 5 speeds with values near of  $0.28\text{m.s}^{-1}$ ,  $0.67\text{m.s}^{-1}$ ,  $1.03\text{m.s}^{-1}$ ,  $1.33\text{m.s}^{-1}$  and  $1.53\text{m.s}^{-1}$ . The  $N$  is multiplied by 2 because the input matrix is linked with the output matrix which has two curves for each person, one of the right knee and other of the left knee.

The dimension of the output matrix is 100 lines for  $N \times 2$  columns, where  $N \times 2$ , as has been said, represents the right and the left knee curve of each tested speed. Each line of the output matrix represents the value of one of the angles of the knee curve along the gait cycle.

7. Deletion of the knee curves with abnormal profiles. In

Fig.9 and in Fig.10 are represented the knee curves of the female output matrix and the knee curves of the male output matrix, respectively.

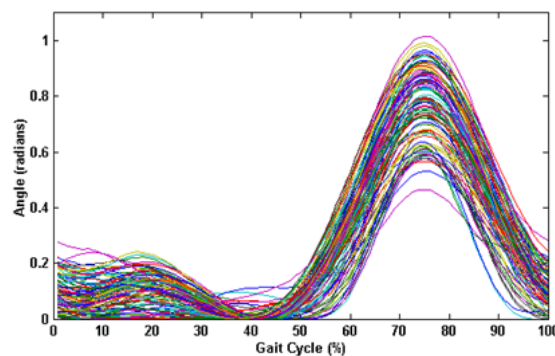


Fig. 9. Knees curves of the female output matrix

Fig.9 shows that this female output matrix has two knee curves with a profile distant of the average profile of the knee curves, the two curves with lower amplitude around the maximum of the knee curves. So these female knee curves were removed from the output female matrix so that the CIT that will use this matrix can generate accurate results with a lower error. These curves represent results of abnormal movements of the volunteers or displacement of the passive marks, during the test acquisition. The resulted female output matrix is represented in Fig.11.

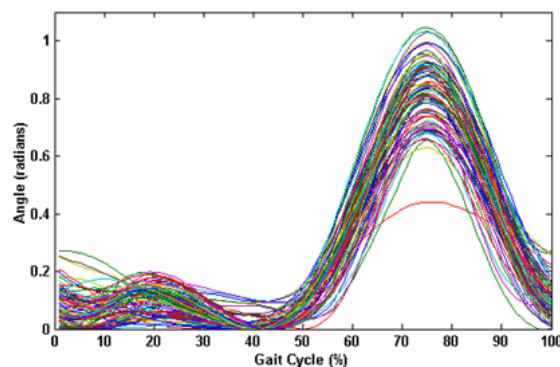


Fig. 10. Knees curves of the male output matrix

The male output matrix also has one male knee curve with a profile very different from the profile of the others male knee curves. So, for the same reason the two female knee curves were deleted, this male knee curve was also deleted. The resulted male output matrix is represented in Fig.12.

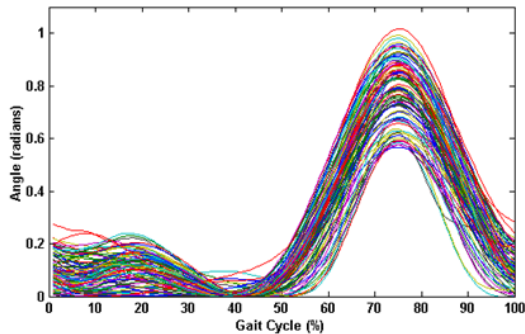


Fig. 11. Knees curves of the female output matrix after removal of the two abnormal knee curves

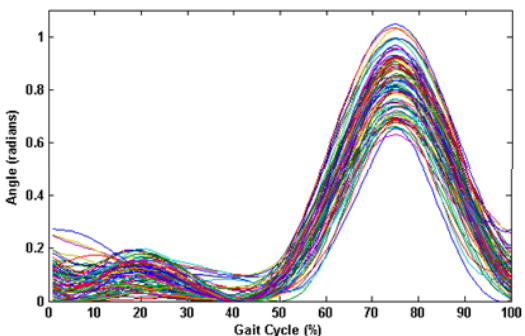


Fig. 12. Knees curves of the male output matrix after removal of the knee curve with different profile

Table II shows the final dimensions of the input and output matrices for each gender. The dimensions of the input matrices were also changed because when one column of the output matrix is deleted the corresponding column of the input matrix also needs to be deleted.

**TABELA I**  
DIMENSIONS OF THE INPUT AND OUTPUT MATRICES

	Number of lines	Number of columns
Female Input Matrix	4	102
Female Output Matrix	100	102
Male Input Matrix	4	89
Male Output Matrix	100	89

These four matrices were the matrices used by the trained and tested CITs. The CIT can only generate accurate curves for input characteristics (height, age, weight and test speed) with values within the range, described in Table I for female and male characteristics.

## V. ARTIFICIAL INTELLIGENCES

To generate knee curves of healthy unknown persons it were used three CITs: ANN, ELM and MSVR. Unknown persons are individuals with physical characteristics different of the characteristics saved in input matrices so unknown for the CITs.

Once input and output matrices were created in function of the gender, each CIT was applied to each gender. Each CIT was trained and tested with the input e output matrices previously presented and the results of each one were compared to select the better CIT for each gender. The selected CIT is the one which has higher generation and the best test statistical parameters, MSE and correlation coefficient ( $\rho$ ). Where CIT's generation and test's MSE are the most important selection criteria. CIT's generation verify if the generate curves have the knee curve pattern. High values of  $\rho$  indicate that the CIT tested can generate knee curves with a correct profile, and a MSE low value indicates a low error in the generation.

### A. ANN

The development of ANN was based in the human nervous system operation [7]. The ANN topography is composed by: one input layer, one or more hidden layer and one output layer, where the hidden layer connects the others layers [2].

The hidden layer is composed by several neurons each one composed by: weights, biases and activation function [8].

In the neuron, each input of the input layer is multiplied by the corresponding weight. After the multiplication's results are added to the biases [2] to form the network input. The bias is the number one multiplied by one weight. The neuron output is the result of the activation function to the network input. The activation function affects the ANN results and is selected in function of the ANN application [8].

The ANN has a great capacity to process a high data in simultaneous [7]. To get the best solution with the minor Mean Square Error (MSE) possible, the ANN needs a system with a large memory [9] and takes a long computing time, once the ANN needs to make several iterations to determinate the network structure and update the weights [10]. Therefore, the ANN isn't indicated for real time applications [9].

In an ANN development it must be avoided the overfitting and the loss of generalization capacity, which translate in a high data training generation and a poor data testing interpolation [10].

The ANN can be used for classification and regression [9]. In this work it was used a feedforward backpropagation neural network (FBNN) for regression.

### ANN Training and Testing

Several ANNs were trained and tested for each gender.

The female ANN used the female input and output matrices; and the male ANN used the male input and output matrices. Each test selected 70% of the samples (matrix's column) for training the neural network, 5% of samples for validation and 25% for testing. Every ANN only has one hidden layer. The ANNs were trained and tested with different number of neurons in the hidden layer and different training and testing conditions that was generated randomly.

The number of neurons tested belongs to the interval ranging from 4 to 22. This is the number of neurons that the memory of the computer used in this work can support. For each number of neurons at least 8 networks were trained and tested, to obtain the random condition that creates the better network for each number of neurons.

Each female ANN developed used 71 samples for training, 5 samples for validation and 26 samples for testing. In male ANN 62 samples were used for training, 5 for validation and 22 for testing.

220 ANNs were trained and tested for each gender.

### B. ELM

The ELM was proposed, in 2004, by Huang [11]. This CIT consists in a single-hidden layer feedforward network (SLFN) [12] with a more efficient learning algorithm [9]. The ELM is so constituted by an input layer, a hidden layer and an output layer. The connections between the input layer and the hidden layer are made by weights and biases which have random values. The hidden layer and the output layer are linked by weights with computerized values of a linear system solution [9].

The output function of the ELM consists in the multiplication between mapping feature and weight vector, which connect the hidden nodes to the outputs [13]. The mapping feature values depend on the activation function and the node parameters [14]: biases and weights which connect the inputs and the hidden nodes [9]. The selection of the better activation function reduces the computational load without sacrificing the generalization capacity [15].

Therefore to create an ELM the designer only needs to select the number of nodes of the hidden layer and the activation function [11].

Unlike traditional learning algorithms, the ELM, besides trying to reduce the training error, also tries to reduce the output weights norm, to avoid local minimums [15]. An ELM can be used in real time applications [9].

An ELM needs more nodes in the hidden layer than the ANN to obtain the same precision, due to having a topography limited to one hidden layer [9].

An ELM can be used in several applications of regression and classification [15]. In this work an ELM was used for a regression.

#### *ELM Training and Testing*

The ELMs were trained and tested with the same matrices that the selected ANNs used for each gender, because for each ANN the samples for training and testing are selected

randomly. So female ELM test matrices had the same samples than female ANN test matrices and female ELM train matrices had the samples used by ANN for training and validation. For the male ELM matrices was made a samples division like for the female samples. The ELM used the same matrices than ANN so that the results can be compared. Prior to be used in the ELM's matrices the samples of input training and the input testing need to be normalized in the interval between -1 and 1, so that ELM can obtain accurate results.

The several ELMs trained and tested had different number of nodes and different internal variables values that were randomly generated by the ELM functions or at least different internal variables. ELMs with nodes ranging from 4 to 22 were tested for the female and the male gender. Each number of nodes was used to test more than 11 ELMs. Lower numbers of nodes were used in more ELMs than higher number of nodes, because the higher values cause the overfitting of the ELM.

348 ELMs were trained and tested for each gender.

### C. MSVR

The MSVR was proposed by Pérez-Cruz *et al* in 2002 [16]. The MSVR algorithm is a generalization of the Support Vector Regression (SVR) with the objective of solving multi-output regression problems [17].

The SVR is used to solve unidimensional regression problems where the SVR calculates the optimal hyper plan for the training data. The SVR has three parameters that affect the results of this CIT:  $\gamma$  – which represents the Gaussian kernel width;  $C$  – that symbolizes the importance of the training values outside the regression tube; and  $\epsilon$  – that represents the radius of the regression function tube [18].

The MSVR uses a cost function with a hypersphere insensitive region, which allows obtaining a better generation than using a SVR independently for each dimension [16].

The number of support vectors decreases in function of the  $\epsilon$  and this reduction decreases the computation time [16]. However  $\epsilon$  needs to be different from zero to avoid overfitting. Higher  $\epsilon$  value results in an underfitting of the MSVR [18].

In multi-output problems the MSVR has some advantages regarding the SVR such as: the MSVR presents better MSE on test constituted by incorrect  $\epsilon$ ; uses less support vectors than the SVR [16]; and can correlate the outputs, which allows exploring the dependence between the variables. The treatments of all variables together allow this CIT having accurate generations even when there are limited data available [19].

The MSVR presents high accurate generations and high speed training and testing [19].

#### *MSVR Training and Testing*

The MSVRs tested for females and for males used the

same train and test matrices than the other two CITs. The MSVRs were trained and tested with the variation of one of the three variables:  $C=\{0.001, 1, 1.1, 1.5, 1.8, 2, 2.2, 2.8, 5, 8, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 25, 30, 35, 40, 45, 50, 55, 60, 65, 70, 75, 80, 85, 90, 95, 100, 500, 1000, 10000\}$ ;  $\epsilon=\{1.0 \times 10^{-6}, 1.0 \times 10^{-3}, 0.01, 0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5, 0.6, 0.7, 0.8, 0.9, 1, 10\}$ ; and  $\Upsilon=\{0.01, 0.05, 0.1, 0.2, 0.5, 1, 2, 4, 8, 10, 16, 20, 30, 40, 50, 60, 100, 200, 500, 1000\}$ . The selection of these values was based in the intervals presented in [17], [19] and [21] for the same parameters, to obtain the best statistical results. Each set of the three parameters was only used in one MSVR because this CIT doesn't have random variables.

9 800 MSVRs were tested for each gender.

VI. EXPERIMENTAL RESULTS

In Table III and in Table IV are presented the statistical results of the selected ANN, ELM and MSVR, for female and male gender, respectively.

TABLE III  
STATISTIC RESULTS OF THE SELECTED FEMALE CIT

CIT	MSE (radians)	$\rho$ (%)
ANN	0.14	98.31
ELM	0.11	98.63
MSVR	0.12	98.63

The best female ANN selected has a test's MSE value of 0.14 rad and is constituted by 5 neurons in the hidden layer.

The best female ELM selected is the female ELM with better statistical test results and is composed by 12 nodes in the hidden layer.

The best female MSVR has the following parameters:  $C=80$ ;  $\epsilon=10$ ; and  $\Upsilon=1000$ .

TABLE IV  
STATISTIC RESULTS OF THE SELECTED MALE CIT

CIT	MSE (radians)	$\rho$ (%)
ANN	0.09	98.94
ELM	0.11	98.74
MSVR	0.13	98.47

The male ANN with the lowest test's MSE has 10 neurons in the hidden layer.

In the 348 male ELMs tested there are ELMs with better statistical test results than the selected male ELM represented in Table IV, such as a male ELM constituted by 17 nodes and with the following statistical results: test's MSE of 0.09rad and test's  $\rho$  of 98.97%. These male ELMs haven't been selected because the high numbers of nodes cause the ELM to overfit which made the ELM to generate curves without meaning. The selected male ELM is composed by 12 nodes in the hidden layer.

The selected male MSVR has the following parameters:  $C=100$ ;  $\epsilon=1.0 \times 10^{-6}$ ; and  $\Upsilon=500$ .

The selected CITs were used to generate five knee curves for one woman and one man with characteristics unknown

by the CITs. Where the woman's curves were generated by female CITs and the man's curves were created by male CITs. The five knee curves match to five different speeds: 0.28, 0.67, 1.03, 1.33 and 1.53m.s<sup>-1</sup>. The unknown woman had the following characteristics: age - 22 years old, height - 1.60m and weight - 59kg; and the characteristics of the unknown man were: height - 1.80m, age - 33 years old, and weight - 80kg.

In Fig.13, Fig.14 and Fig.15 are represented the woman's curves which result from the ANN, ELM and MSVR techniques, respectively; and the Ref. Literature [20].

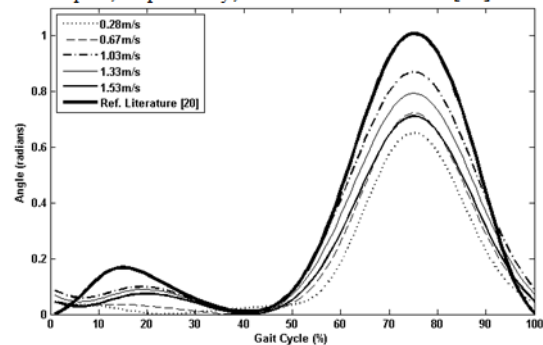


Fig. 13. Knee curves from five different gait speeds, generated by female ANN for the unknown woman and Ref. Literature [20]

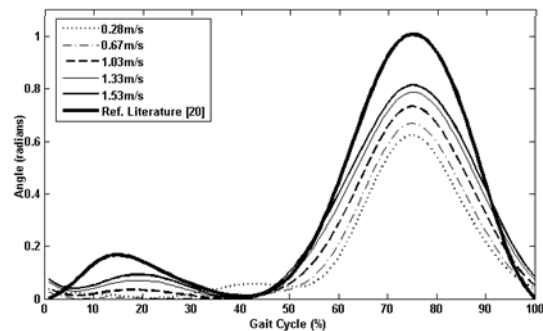


Fig. 14. Knee curves from five different gait speeds, generated by female ELM for the unknown woman and Ref. Literature [20]

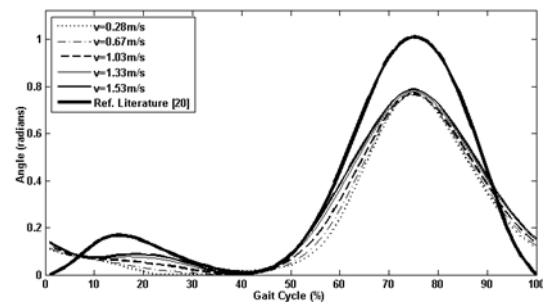


Fig. 15. Knee curves from five different gait speeds, generated by female MSVR for the unknown woman and Ref. Literature [20]

The man's curves generated by the ANN, ELM and MSVR techniques are represented in Fig.16, Fig.17 and



Fig.18, respectively. In this figures is also represented the Ref. Literature [20].

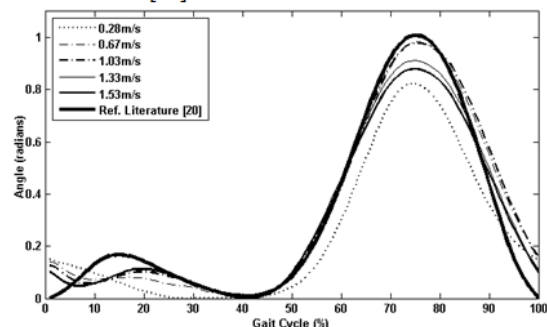


Fig. 16. Knee curves from five different gait speeds, generated by male ANN for the unknown man and Ref. Literature [20]

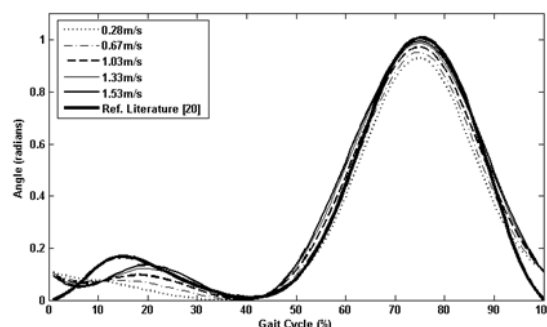


Fig. 17. Knee curves from five different gait speeds, generated by male ELM for the unknown man and Ref. Literature [20]

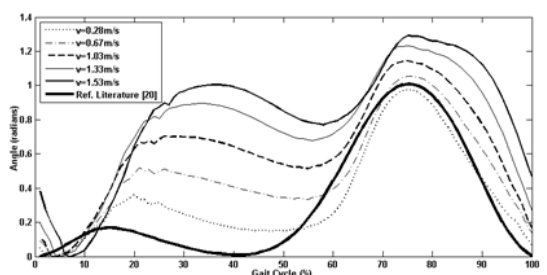


Fig. 18. Knee curves from five different gait speeds, generated by male MSVR for the unknown man and Ref. Literature [20]

In Table V is presented the generation mean time of the three CITs presented. These generation's times are the mean of the test's time of each CIT (in a PC with 2GB of RAM).

TABLE V  
MEAN TIME GENERATION OF EACH CIT

CIT	Generation times (s)
ANN	0.23
ELM	0.01
MSVR	$5.60 \times 10^{-4}$

## VII. DISCUSSION

An important criterion to taking into account in CIT selection was the behavior and the accuracy of the knee curves generated by the three CITs. The knee curves generated for one woman with CIT unknown characteristics, show that the three CITs can generate curves with knee curve pattern. However the ANN's generated curves haven't a distribution in function of the speeds as expected in curves of healthy persons; where the maximum of the knee curves increases with the increasing of the gait speed. About the accuracy, the comparison of the curves' angles generated by the three CITs with the real curves' angles of a woman volunteer with characteristics (age – 21 years old, height – 1.59m and weight – 56kg) similar to the characteristics of the unknown human shows that the MSVR is the CIT with maximums angles interval (interval with the most knee curves maximums) more distant of the maximums angles interval of the woman volunteers, which ranges from 0.78 to 0.87rad. Where maximums angles interval of MSVR ranges from 0.73 to 0.78 rad and maximums angles interval RNA and ELM ranges from 0.78 to 0.87 rad.

The better CIT also is the one which has the lowest MSE value and if possible the higher  $\rho$  value. So the results of the Table III and the generation described show that the best CIT for woman's knee pattern planning is the ELM.

Male MSVR generate knee curves, for an unknown man, with incorrect patterns, which indicates that the MSVR hasn't a good generation and therefore can't be the selected CIT for male gender. The ANN and the ELM have a good generation and the curves' angles of the both techniques present acceptable values. However male ELM generate knee curves presents a distribution in function of the gait speed more correct than then the knee curves generated by the ANN.

The results of Table V present the ANN as the CIT with better test statistic results, followed by the ELM. So taking in account all these results, the ANN and the ELM could be selected to generate male knee curve. Once we considered the generation criterion more important than the statistic results we select the ELM as the better male CIT.

The knee curves generated by the female CITs and the lower gait speeds' knee curves generated by the male CITs present values very different of the Ref. Literature curve, which indicates that the curves generated by the selected CITs can provide better gait analysis than the Ref. Literature curve.

The study CITs presents one limitation on generation of the curves for persons with characteristics very distant of the characteristics known by the CIT. In future work the CITs could be trained with a higher number of persons with different characteristics to increases the CIT's generation.

The MSVR make a generation in  $5.60 \times 10^{-4}$ s which is faster than ELM which has a mean generation time of 0.01s. The ANN is the technique which needs more time to generate a knee curve as shown in Table V. If it is pretended to generate curves in real time the better CIT is the MSVR that had the lower mean time of generation. But

in the case of the knee curves maybe there's no reason to real time analyzing. For no real time analyzing any of the three techniques is good enough because each one may need a few hundreds of a second to generate a knee curve.

### VIII. CONCLUSIONS AND FUTURE WORK

The comparison between the ANN, ELM and MSVR performed in this study suggests that the ELM is the best CIT to generate the knee joint pattern for each one of the genders.

The ELM can generate the knee healthy curve expected for any person and so can be useful for clinical analysis. The physician can use these curves to make knee curves comparisons taking into account the specific physical characteristics of each person, instead of comparisons with standard knee patterns of the literature that does not differentiate for physical characteristics, such as weight, height, age and walking speed. Besides that the ELM can be used at all rehabilitation levels because it can generate knee curves for persons with limited movement, which need lower gait's speeds.

In future work, it could be developed knee analysis software which integrates the two selected CITs (female and male ELMs), able to compare the real knee curve obtained in the treadmill system with the expected knee curve for the same person, generated by the selected artificial intelligence and concludes about the knee's health/pathological severity.

Another point that can be worked in the future is training these three CITs with a higher number of healthy volunteers with different physical characteristics to increase the precision of the knee curves generated for an unknown person.

This work can also be extended for all the others joints involved in the human gait.

### ACKNOWLEDGMENT

This work has been supported by the FCT and project "ProjB-Diagnosis and Assisted Mobility - Centro-07-ST24-FEDER- 002028" with FEDER funding, programs QREN and COMPETE.

### REFERENCES

- [1] A. Muro-de-la-Herran, B. Garcia-Zapirain, and A. Méndez-Zorrilla, "Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications," *Sensors (Switzerland)*, vol. 14, no. 2, pp. 3362–3394, 2014.
- [2] T. P. Luu, K. H. Low, X. Qu, H. B. Lim, and K. H. Hoon, "An individual-specific gait pattern prediction model based on generalized regression neural networks," *Gait Posture*, vol. 39, no. 1, pp. 443–8, 2014.
- [3] Y. Yun, H.-C. Kim, S. Y. Shin, J. Lee, A. D. Deshpande, and C. Kim, "Statistical method for prediction of gait kinematics with Gaussian process regression," *J. Biomech.*, vol. 47, no. 1, pp. 186–92, 2014.
- [4] G. A. M. Pushpa Rani, "Children Abnormal GAIT Classification Using Extreme Learning Machine," *Glob. J. Comput. Sci. Technol.*, vol. Vol 10, no. No 13, pp. 66–72, 2010.
- [5] W. Kong, M. H. Saad, M. A. Hannan, and A. Hussain, "Human Gait State Classification using Artificial Neural Network," pp. 0–4, 2014.
- [6] G.-B. Huang, Q.-Y. Zhu, and C.-K. Siew, "Extreme learning machine: Theory and applications," *Neurocomputing*, vol. 70, no. 1–3, pp. 489–501, 2006.
- [7] K. Kaczmarczyk, A. Wit, M. Krawczyk, and J. Zaborski, "Artificial neural networks ANN applied for gait classification and physiotherapy monitoring in post stroke patients," *Artif. Neural Networks - Methodol. Adv. Biomed. Appl.*, 2011.
- [8] M. Hagan, Martin T., Demuth Howard B. & Beale, *Neural Network Design*. Unites States of America: PWS Publishing Company, 1996.
- [9] R. Finker, I. Campo, J. Echanobe, and V. Martinez, "An Intelligent Embedded System for Real-Time Adaptive Extreme Learning Machine Multiclass Classification," 2014.
- [10] Y. Huang, "Advances in artificial neural networks - Methodological development and application," *Algorithms*, vol. 2, no. 3, pp. 973–1007, 2009.
- [11] H. Yanwei, "Nonlinear Internal Model Control with Inverse Model Based on Extreme Learning Machine," no. 2010, 2011.
- [12] A. S. Oliveira, A. A. Souza, W. S. Lacerda, and L. R. Gonçalves, "Aplicação de redes neuronais artificiais na previsão da produção de álcool," *Ciênc. agrotec., Lavras*, vol. 34, pp. 279–284, 2010.
- [13] G.-B. Huang, X. Ding, and H. Zhou, "Optimization method based extreme learning machine for classification," *Neurocomputing*, vol. 74, no. 1–3, pp. 155–163, 2010.
- [14] G. Huang, G.-B. Huang, S. Song, and K. You, "Trends in extreme learning machines: A review," *Neural Networks*, vol. 61, pp. 32–48, 2015.
- [15] S. Lin, X. Liu, J. Fang, and Z. Xu, "Is Extreme Learning Machine Feasible?," vol. 26, no. Part II, pp. 1–14, 2014.
- [16] F. Pérez-Cruz, G. Camps-Valls, and E. Soria-Olivas, "Multi-dimensional function approximation and regression estimation," *Icann*, pp. 757–762, 2002.
- [17] Y. Xu, X. Lv, and W. Xi, "A Weighted Multi-output Support Vector Regression and Its Application \* Multi-output Support Vector Regression," *J. Comput. Inf. Syst.*, vol. 8, no. 9, pp. 3807–3814, 2012.
- [18] J. P. Ferreira, M. M. Crisostomo, and A. P. Coimbra, "SVR versus neural-fuzzy network controllers for the sagittal balance of a biped robot," *IEEE Trans. Neural Networks*, vol. 20, no. 12, pp. 1885–1897, 2009.
- [19] D. Tuia, J. Verrelst, L. Alonso, F. Perez-Cruz, and G. Camps-Valls, "Multioutput support vector regression for remote sensing biophysical parameter estimation," *IEEE Geosci. Remote Sens. Lett.*, vol. 8, no. 4, pp. 804–808, 2011.
- [20] Gait Analysis ADplot [online] Available: <https://sites.google.com/site/gaitanalysisadplot/file-cabinet>
- [21] B. Ribeiro and N. Lopes, "Extreme learning classifier with deep concepts," *Lect. Notes Comput. Sci. (including Subser. Lect. Notes Artif. Intell. Lect. Notes Bioinformatics)*, vol. 8258 LNCS, no. PART 1, pp. 182–189, 2013.



**Alexandra Vieira** received his BSc in Biomedical Engineering from Higher School of Industrial Studies and Management of the Polytechnic Institute of Porto in 2013. She is currently an MSc student at the Institute Superior of Engineering of Coimbra. Her research interests are artificial intelligence and its application.



**João P. Ferreira** received, from the Univ. of Coimbra, a BSc degree in Electrical engineering in 1999, a Master in Industrial Automation in 2002 and a PhD in Instrumentation and Control in 2010. He is currently an Adjoin Professor at the Institute Superior of Engineering of Coimbra and researcher at the Institute of Systems and

Robotics of the Univ. of Coimbra. His research interests include biped and hyper-redundant robots, mobile manipulator systems and artificial intelligence and its applications.



**Paulo A. Ferreira** received the MSc degree in Industrial Automation in 2008 from the Univ. of Coimbra, Portugal. He is currently a Researcher at the Institute of Systems and Robotics of the Univ. of Coimbra. His research interests include biped robots, hyper-redundant robots, mobile manipulators, artificial intelligence and its applications.



**Manuel M. Crisóstomo** received the BSc degree from Dept. of Electrical Engineering and Computer Science of the Univ. of Coimbra, Portugal, in 1978, the MSc from Technical Univ. of Lisbon, Portugal, in 1987 and the PhD from Brunel Univ., U. K., in 1992. He is currently a lecturer in the Department of Electrical and Computer Engineering of the Univ. of Coimbra and researcher at the Institute of Systems and Robotics in Coimbra. His main research interests are on robotics, sensors and actuators, classical and fuzzy control systems.



**A. Paulo Coimbra** received a BSc degree (1985) and a PhD degree (1996) in Electrical Engineering from the Univ. of Coimbra, Portugal. He is an Assistant Professor at the Department of Electrical and Computer Engineering of the Univ. of Coimbra, since 1996. He is also a researcher at ISR-Institute of Systems and Robotics of the Univ. of Coimbra. His research interests include biped robots, Systems and Robotics of the Univ. of Coimbra. His research interests include biped robots, hyper-redundant robots, electromagnetic compatibility and f.e.m. applied to thermal and electromagnetic problems.

**ANEXO R: Características dos indivíduos lesionados**

Tabela A.6 – Características dos indivíduos lesionados do género feminino e masculino

<b>Indivíduos lesionados do género feminino</b>						
<b>Nº do indivíduo</b>	<b>Altura (m)</b>	<b>Idade (anos)</b>	<b>Peso (kg)</b>	<b>Joelho lesionado</b>	<b>Ano da ligamentoplastia</b>	<b>Outros problemas nos joelhos</b>
1	1,63	19	49	Esquerdo	2011	-----
<b>Indivíduos lesionados do género masculino</b>						
<b>Nº do indivíduo</b>	<b>Altura (m)</b>	<b>Idade (anos)</b>	<b>Peso (kg)</b>	<b>Joelho dominante</b>	<b>Ano da ligamentoplastia</b>	<b>Outros problemas nos joelhos</b>
1	1,89	20	78	Esquerdo	2011	-----
2	1,82	38	94	Direito	2011	-----
3	1,69	33	89	Direito	2011	Operado ao menisco direito em 2013
4	1,81	33	92	Esquerdo	2010	Limitações no joelho direito
5	1,76	33	75	Esquerdo	2012	-----
6	1,84	31	111	Esquerdo	2012	-----
7	1,82	31	74	Esquerdo	2011	Ligamentoplastia ao joelho direito em 2005
8	1,83	31	90	Direito	2011	-----
9	1,71	29	85	Esquerdo	2011	-----
10	1,75	22	75	Esquerdo	2010	Problemas no joelho esquerdo em 2012

## ANEXO S: Código em MATLAB para a comparação das CAPSJs

Neste Anexo são apresentadas as quatro funções utilizadas pelo *software*, desenvolvido em MATLAB, cujo objetivo é a comparação das CAPSJs. O código completo pode ser consultado no CD que anexa este relatório.

```

function [ CAPSJ_final ] = alinharknee( CAPSJ,joelho ) % função de alinhamento das CAPSJs

    if(joelho==1)% joelho direito
        indicepico_KneeR=75; [n1,n2] = max(CAPSJ); CAPSJ_final=circshift(CAPSJ,[0 indicepico_KneeR-n2]);
    elseif(joelho==2) % joelho esquerdo
        indicepico_KneeL=25; [n1,n2] = max(CAPSJ); CAPSJ=circshift(CAPSJ,[0 indicepico_KneeL-n2]);
        h_L_Knee=fdesign.lowpass('N,F3dB',2,1/6); % Filtro de 2ª ordem e freq. de corte = 6Hz
        d_L_Knee = design(h_L_Knee,'butter'); % filtro de butterworth
        CAPSJ= filtfilt(d_L_Knee.sosMatrix,d_L_Knee.ScaleValues,CAPSJ); [n3,n4] = max(CAPSJ);
        CAPSJ_final=circshift(CAPSJ,[0 indicepico_KneeL-n4]); % realinhar a 75%
    end
end

function [ result_index ] = indicesCAPSJ( CAPSJ ) % função de cálculo dos índices das CAPSJs

    [xf,yf]= prearea(1:50,CAPSJ(1:50)); area_Knee=polyarea(xf,yf);
    RA_1_50=round(area_Knee); result_index(1)=RA_1_50; % A0_50
    [xf,yf]= prearea(51:100,CAPSJ(51:100)); area_Knee=polyarea(xf,yf);
    RA_51_100=round(area_Knee); result_index(2)=RA_51_100; % A50_100
    Amp0_50=max(CAPSJ(1:50)); result_index(3)=Amp0_50; % Amp0_50
    Amp50_100=max(CAPSJ(51:100)); result_index(4)=Amp50_100; % Amp50_100
    %cálculo da densidade espectral (DE)
    nframes_r=length(CAPSJ); mediarea_rknee=CAPSJ; mediarea_rknee(nframes_r+1)=CAPSJ(1);
    fs=nframes_r; Npontos=1000; Y = fft(mediarea_rknee,Npontos);
    %The power spectral density, a measurement of the energy at various frequencies
    Pyy = Y.*conj(Y) / Npontos; f = fs*(0:Npontos/10-1)/Npontos;
    area_med_f_rknee=polyarea(f,Pyy(1:Npontos/10));
    DE=round(area_med_f_rknee); result_index(5)=DE;% Right Power Spectral Area
    %cálculo do RC_dev e da A_dev
    Centro_Kr=mean(mediarea_rknee); nframes=1:101; newXSamplePoints = linspace(1, 101, 100);
    mediarea_rknee = spline(nframes, mediarea_rknee, newXSamplePoints);
    D_mediarea_rknee = diff(mediarea_rknee);

```

```

area_RKnee_dRKnee=polyarea(mediarea_rknee(1:length(D_mediarea_rknee)),D_mediarea_rknee);
Centro_DK=mean(D_mediarea_rknee);
A_dev=round(area_RKnee_dRKnee); result_index(6)=A_dev;% Area RKnee - dRKnee

```

```

RC_dev=round(10*sqrt(Centro_Kr^2+Centro_DK^2))/10; result_index(7)=RC_dev;% Distance to Center

```

**end**

**function** [ regressao, IS, R2, DTW, GVS ] = indices( CAPSJ\_ref,CAPSJ\_real ) % função de cálculo dos índices entre CAPSJs

```

[regressao,gof]=fit(CAPSJ_ref,CAPSJ_real,'poly1');

```

```

coefregr=coeffvalues(regressao);

```

```

IS=round(10*atand(coefregr(1)))/10; %IS

```

```

R2=gof.rsquare; % Cálculo do coeficiente de regressão ( $R^2$ )

```

```

DTW=dtw(CAPSJ_ref,CAPSJ_real,50); % Função criada por: Copyright (C) 2013 Quan Wang
<wangq10@rpi.edu>, Signal Analysis and Machine Perception Laboratory, Department of Electrical, Computer,
and Systems Engineering, Rensselaer Polytechnic Institute, Troy, NY 12180, USA

```

```

% Cálculo do GVS

```

```

soma_GVS=0;

```

```

for ii=1:100 %percorrer todo o ciclo de marcha

```

```

    soma_GVS=soma_GVS+((CAPSJ_real(ii)-CAPSJ_ref(ii))^2);

```

```

end

```

```

GVS=soma_GVS/100; %dividir pelo número de instantes do ciclo de marcha e para obter o GVS

```

**end**

**function**[xf,yf]= prearea(x,y)

```

[nl,nc]=size(x);

```

```

xf=x;

```

```

yf=y;

```

```

xf(nl,nc+1)=xf(nl,nc);

```

```

yf(nl,nc+1)=0;

```

```

xf(nl,nc+2)=xf(1);

```

```

yf(nl,nc+2)=0;

```

```

xf(nl,nc+3)=xf(nl,1);

```

```

yf(nl,nc+3)=yf(nl,1);

```

**end**

## ANEXO T: Manual de utilizador da GUI da 1ª fase do software

Na Fig.A.1 encontra-se representada a GUI da primeira fase do *software*, cuja utilização é realizada através do seguinte conjunto de passos:

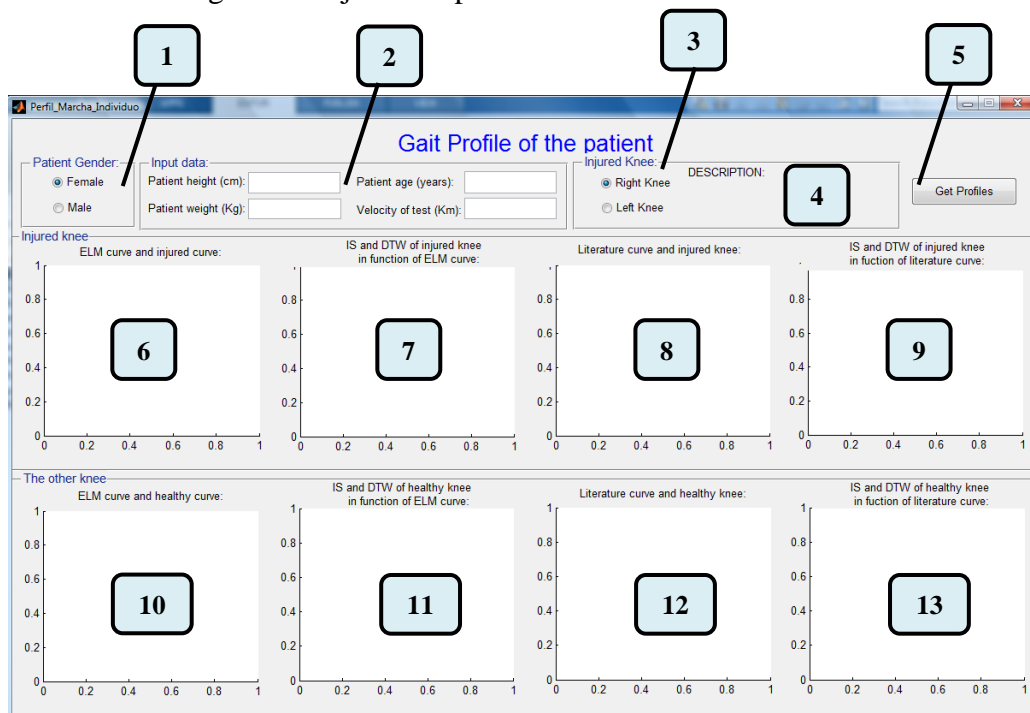


Fig. A.1 – Painel da GUI da 1ª fase do *software* de comparação das CAPSJs

1. Selecionar o género do indivíduo em estudo no campo 1;
2. Inserir os dados do indivíduo em estudo no campo 2. Sendo que estes dados têm de ser introduzidos nas unidades referidas e têm de pertencer aos intervalos de valores que constam na Tabela 3.4 e na Tabela 3.5, consoante o género selecionado. No caso da velocidade de teste, as casas decimais desta têm de ser separadas com ‘.’;
3. Selecionar o joelho que possui a lesão que se pretende analisar, no campo 3;
4. Clicar no botão ‘Get Profiles’, campo 5;
5. Selecionar o ficheiro que contém as CAPSJs reais do indivíduo em estudo obtidas no sistema da passadeira, para a velocidade pretendida, ficheiro este que contém as CAPSJs dos dois joelhos e já foi pré-processado para remover os ciclos de marcha incompletos e os *outliers*;
6. Analisar os resultados obtidos nos campos: 4 que indica a patologia do indivíduo; 6 e 11 que mostram as CAPSJs reais e as CAPSJs previstas pela ELM para o joelho lesionado e normal, respetivamente; 7 e 12 que apresentam a CAPSJ de regressão entre as CAPSJs do campo 6 e do campo 11, respetivamente, e os respetivos índices entre elas (IS,  $R^2$ , DTW e GVS); 8 e 13 que apresentam as CAPSJs reais e a CRL para o joelho lesionado e normal, respetivamente; 9 e 14 que apresentam a mesma informação que os campos 7 e 12 calculada com base nas CAPSJs dos campos 8 e 13, respetivamente.

## ANEXO U: Resultados da 1ª fase do software para os indivíduos normais

Tabela A.7 – Resultados, da 1ª fase do software, dos indivíduos normais com base nas CAPSJs reais

Indivíduos normais femininos												
Nº Indivíduo	Velocidade	Joelho	CAPSJs reais						Comparação joelho direito (xx) e o esquerdo (yy)			
			A <sub>0-50</sub>	A <sub>50-100</sub>	Amp <sub>0-50</sub>	Amp <sub>50-100</sub>	DE	A <sub>Dev</sub>	C <sub>Dev</sub>	IS <sub>Indivíduo</sub>	R <sup>2</sup> (%)	DTW <sub>Indivíduo</sub>
1	1,3	D	293	1312	13	48	10828	168	16	44,7	94,83	276,16
		E	1129	110	45,8	3,7	5817	190	12,3			
	2,5	D	349	1491	12	52	14187	200	19	45,2	96,65	168,06
		E	1381	208	50	7	10077	203	16			
	3,8	D	345	1504	13	52	14236	209	19	43,1	98,59	134,07
		E	1323	241	48,2	9,4	9887	190	15,6			
5,0	D	317	1360	12	44	11898	141	17	39,1	97,47	163,06	
	E	1052	237	37,1	9	6880	107	12,9				
2	1,3	D	189	1135	7	45,9	6933	186	13,2	46,2	98,85	53,11
		E	1093	116	47,8	5,7	5466	220	12			
	2,5	D	95	1568	5	54	10795	225	17	43,3	99,42	63,04
		E	1402	77	51,6	4,7	8349	224	14,8			
	3,7	D	70	1824	9	59	14098	250	19	40,3	98,60	103,88
		E	1542	121	53	5	10944	211	17			
	4,9	D	242	1816	9	58	17438	238	21	40,6	97,97	85,13
		E	1546	145	52	6	11536	190	17			
	5,6	D	150	1795	11	55	15511	197	20	40,1	97,71	95,56
		E	1483	138	48	7	10649	163	16			
3	2,4	D	48	1165	3,7	42,5	5564	148	12,1	41,4	99,3	75,93
		E	1076	70	37,9	4,1	5127	111	11,5			
	3,7	D	64	1211	6,1	41,1	6322	129	12,7	40,9	98,88	60,08
		E	1055	61	36,6	5	4890	100	11,2			
	4,9	D	142	1290	8,4	42,1	8266	128	14,3	39,9	98,32	94,84
		E	1070	106	36	6,1	5593	92	11,8			
5,5	D	123	1280	8,6	41,2	7933	122	14	39,1	97,84	96,53	
	E	1046	99	34,7	5,9	5319	85	11,5				
4	1,3	D	96	1216	4,7	49	6515	211	13,1	47,6	99,11	49,16
		E	1333	62	52,3	5,4	7197	235	13,9			
	2,5	D	95	1424	3,9	52,8	8781	235	15,1	45,3	99,64	48,64
		E	1488	68	52,8	4	9255	228	15,5			
	3,9	D	134	1497	6	51	10502	205	16	44,6	98,86	33,63
		E	1481	140	51	5	10410	206	16			
	5,2	D	162	1485	6	49	10906	184	17	43,8	99,05	35,66
		E	1431	176	48	7	10408	178	16			
5,6	D	171	1498	7	49	11238	184	17	43,1	98,81	45,32	
	E	1409	187	47	7	10316	172	16				
5	3,8	E	1392	204	51,2	7,6	10149	215	15,9	41	96,69	78,1
6	1,3	E	674	168	33,4	5,5	2688	136	8,4	36,3	89,6	103,3
	3,9	E	1147	241	41,5	9,4	7886	138	13,9	41,8	98,65	92,52
7	1,3	D	97	1192	7,1	48,7	6375	203	12,9	36,4	94,59	212,3
	3,9	E	1212	67	43,9	3,8	6290	151	12,8	41,4	98,89	122,93
8	1,3	D	209	1047	9,4	38,4	6511	113	12,6	43,8	94,63	72,26
	2,5	E	857	23	35	1,4	2771	117	8,7	44,4	99,59	81,99
	3,8	D	189	1392	8	47,5	10046	181	15,8	43,5	98,6	54,09
	5,2	D	230	1415	9,8	47,3	11043	179	16,4	42,6	97,31	64,44
	5,6	D	231	1090	9,3	36	7272	101	13,2	42,8	97,95	112,59
9	5,6	D	235	1652	10,41	51	14898	171	19	41,9	96,22	57,22
10	2,5	D	119	1050	5	40,5	5272	145	11,6	40	99,06	138,23



	5,0	E	1269	215	43,2	7,9	9034	139	14,8	46,4	98,2	126,42	
11	3,9	E	1616	307	55,4	10,9	15279	220	19,2	45,6	98,2	66,16	
	5,6	E	1530	340	50,5	11,7	14635	177	18,7	43,9	97,75	52,58	
	1,3	E	975	105	44,7	5,1	4194	214	10,7	50,9	98,49	120,49	
12	2,5	E	1232	165	47,5	7	7561	208	13,9	47,4	95,96	171,69	
	5,0	E	1290	218	45,2	8,3	9264	156	15,1	42,4	93,66	107,48	
	1,3	E	1233	58	45,3	4,7	6411	156	12,9	49,4	96,46	99,79	
13	3,8	D	166	1544	6,4	53,3	11624	225	17,1	42,8	98,04	108,55	
	2,5	E	1428	187	49,5	6,9	10533	188	16,2	41,9	98,67	55,52	
<b>Indivíduos normais masculinos</b>													
Nº Indivíduo	Velocidade	Joelho	CAPSJs reais						Comparação joelho direito (xx) e o esquerdo (yy)				
			A <sub>0-50</sub>	A <sub>50-100</sub>	Amp <sub>0-50</sub>	Amp <sub>50-100</sub>	DE	A <sub>Dev</sub>	C <sub>Dev</sub>	IS <sub>Indivíduo</sub>	R <sup>2</sup> (%)	DTW <sub>Indivíduo</sub>	
1	1,3	D	186	1242	6,93	49,14	8024	214	14,3	42	98,39	104,55	
		E	1187	307	46,35	10,56	8995	196	14,8				
	2,5	D	168	1544	6,41	54,42	11559	242	17,1	40,1	97,37	139,09	
		E	1250	209	47,85	8,53	8301	220	14,5				
	3,8	D	212	1691	9,01	58,60	14405	284	19	40,2	97,88	158,54	
		E	1460	309	53,19	11,36	12716	246	17,6				
	5,0	D	238	1712	9,77	56,60	15445	249	19,5	39,5	97,14	166,31	
		E	1375	264	49,40	10,79	10855	213	16,3				
	5,6	D	227	1711	8,74	55,25	15389	224	19,4	40,3	97,35	128,53	
		E	1378	202	48,76	8,87	9971	200	15,7				
	2	1,3	D	25	1047	2,89	39,54	4270	130	10,7	47,3	98,00	106,99
			E	1163	95	44,59	5,38	6009	169	12,5			
2,6		D	94	1276	4,25	46,73	7154	188	13,6	46,2	99,37	80,46	
		E	1323	155	50,14	6,64	8433	229	14,7				
4,0		D	137	1264	6,48	44,28	7691	167	13,9	46,9	99,30	73,6	
		E	1316	168	49,07	7,72	8640	210	14,8				
5,3		D	166	1179	7,75	39,86	7262	132	13,4	46,6	99,31	49,65	
		E	1212	174	43,17	7,81	7658	157	13,8				
3	2,5	E	1456	193	50,32	7,80	10921	196	16,5	44,5	99,12	60,42	
	5,0	E	1501	129	50,82	5,83	10589	191	16,3	41,5	98,30	124,99	
4	1,3	D	92	1054	3,08	39,49	5071	129	11,4	45,3	99,27	51,51	
	3,7	E	1277	206	43,58	8,61	9084	135	14,9	39	98,61	93,96	
5	2,7	D	129	1202	5,39	42,13	7023	141	13,3	45,8	98,57	100,99	
	4,1	E	1155	111	38,86	4,77	6384	122	12,7	53	81,17	387,21	
	5,6	D	170	1294	7,20	43,50	8627	151	14,6	43,9	99,12	50,13	
6	2,7	D	64	1543	5,11	54,56	9811	242	16	44,7	99,81	53,53	
	5,3	E	1394	181	46,41	7,50	10018	171	15,7	44,2	99,73	48,71	
	5,6	D	121	1117	6,10	37,59	6073	117	12,3	50	97,52	192,72	
7	1,3	E	1360	260	45,73	14,17	10838	144	16,2	45,5	99,81	30,87	
	5,2	E	1432	247	48,21	8,94	11621	169	16,8	43,8	99,06	40,26	
8	1,3	D	195	952	8,72	37,84	5366	130	11,5	41	97,42	80,74	
9	1,4	D	98	1052	7,33	36,04	5351	92	11,6	47,4	95,75	173,91	
	4,2	E	1492	183	53,18	7,61	11149	230	16,7	47,6	99,60	86,77	
	5,2	D	246	1328	11,41	46,26	10025	186	15,7	47	96,92	110,58	
10	1,3	D	304	1508	15,64	55,43	13806	221	18,3	41	97,84	256,04	
	4,9	E	1452	195	48,51	7,18	11022	176	16,5	42,2	99,27	72,96	
	5,6	D	230	1532	8,75	50,30	12749	187	17,6	41,8	99,49	75,74	
11	5,6	E	1147	245	40,59	9,04	7978	127	13,9	40,5	94,33	67,36	

Tabela A.8 – Resultados, da 1ª fase do *software*, dos indivíduos normais com base nas CAPSJs geradas pela ELM e nas CAPSJs reais

Indivíduos normais femininos													
Nº Indivíduo	Velocidade	Joelho	CAPSJs geradas pela ELM feminina						Comparação entre a ELM (xx) e as CAPSJs reais (yy)				
			A <sub>0-50</sub>	A <sub>50-100</sub>	Amp <sub>0-50</sub>	Amp <sub>50-100</sub>	DE	A <sub>Dev</sub>	C <sub>Dev</sub>	IS	R <sup>2</sup> (%)	DTW	GVS
1	1,3	D	1890	4370	80	140	169780	1550	60	11,80	41,06	3238,5	3635
		E	4370	1890	140	80	174720	1550	60	14,6	62,03	4914,6	3802
	2,5	D	1770	4250	80	140	156610	1440	60	14,1	47,02	2792,3	3025
		E	4250	1770	140	80	161230	1440	60	15,4	55,72	4424,6	3159
	3,8	D	1660	4160	80	130	146310	1360	60	15,3	52,5	2609,4	2745
		E	4160	1660	130	80	150700	1360	60	15,2	58,97	4182,8	2961
5,0	D	1500	4180	80	130	138500	1310	60	13,5	54,31	2893,9	2796	
	E	4180	1500	130	80	142790	1310	60	11,8	60,65	4309,9	3184	
2	1,3	D	66	1140	5,2	42,4	5622	139	12,1	44,8	96,73	76,7	8,1
		E	1140	66	42,4	5,2	55,93	139	12,1	46,1	96,57	71,1	8,0
	2,5	D	126	1387	6,5	48,3	9129	169	15,2	49,3	99,72	87,8	10,0
		E	1387	126	48,3	6,5	9108	169	15,1	47,5	99,17	62,2	4,9
	3,7	D	188	1619	8	54	13289	204	18	49,5	98,55	94,4	16,6
		E	1619	188	54	8	13285	204	18	45	99,43	63,0	4,0
	4,9	D	209	1606	10	58	12844	304	18	45,8	98,66	57,7	6,7
		E	1816	242	58	9	17459	238	21	41,7	99,63	122,8	19,4
5,6	D	267	1906	9	60	19542	256	22	43,5	98,39	105,8	12,2	
	E	1906	267	60	9	19578	256	22	39,1	99,37	212,4	47,2	
3	2,4	D	138	1452	6	51	10031	198	16	40,6	99,35	181,6	22,0
		E	1452	138	51	6	10015	198	16	37,2	99,67	187,0	37,7
	3,7	D	177	1605	6	54	12800	216	18	38,2	98,74	310,0	43,6
		E	1605	177	54	6	12805	216	18	34,5	98,88	303,3	79,6
	4,9	D	205	1709	7	56	14883	229	19	37	97,92	331,0	49,6
		E	1709	205	56	7	14914	229	19	32,5	98,39	379,4	105,2
5,5	D	215	1747	8	56	15708	234	20	36,5	97,92	365,9	60,7	
	E	1747	215	56	8	15752	234	20	31,4	98,48	440,7	125,7	
4	1,3	D	66	1173	2,6	45,8	5704	186	12,3	45,8	99,3	83,0	2,5
		E	1173	66	45,8	2,6	5704	186	12,3	48,6	99,46	89,8	8,4
	2,5	D	104	1304	4	48,1	7634	192	14	47,9	99,82	61,8	4,8
		E	1304	104	48,1	4	7647	192	14	48,7	99,55	79,5	8,8
	3,9	D	139	1409	5,4	49,5	9436	195	15,4	46,4	99,53	38,9	2,8
		E	1409	139	49,5	5,4	9466	195	15,5	46,1	99,72	30,6	1,8
	5,2	D	163	1471	6	50	10659	194	16	44,8	99,87	43,6	0,4
		E	1471	163	50	6	10707	194	16	43,7	99,38	40,1	2,3
5,6	D	170	1484	7	50	10958	192	17	44,9	99,74	32,9	0,8	
	E	1484	170	50	7	11011	192	17	43,1	99,5	53,5	2,8	
5	3,8	E	1504	200	52,17	7,08	11711	205	17	43,7	99,24	56,3	3,8
6	1,3	E	1033	145	39,59	6,28	5461	131	11,7	36,5	86,96	196,7	35,8
	3,9	E	1150	228	40,05	8,41	7825	121	13,8	45,6	99,64	42,2	0,7
7	1,3	D	49	808	1,53	35,88	2582	135	8,5	52,5	97,51	266,1	38,2
	3,9	E	1153	126	41,83	4,92	6451	140	12,8	47,1	99,48	48,5	2,3
8	1,3	D	113	1022	4,57	39,72	5003	135	11,3	42,7	97,66	126,5	6,0
	2,5	E	1148	152	41,89	5,59	6712	140	13	40,8	98,44	107,2	23,7
	3,8	D	181	1229	6,88	42,86	8056	141	14,1	48,5	99,63	80,9	7,3
	5,2	D	201	1265	7,99	42,46	8785	138	14,7	48,2	99,78	83,3	6,6
	5,6	D	204	1264	8,28	41,99	8832	136	14,7	39,8	99,59	90,9	8,1
9	5,6	D	136	1517	6,54	50,97	10834	202	16,5	44,2	98,18	138,0	11,5
10	2,5	D	55	1014	2,23	38,91	4300	128	10,7	45,5	99,33	76,4	2,2

	5,0	E	1267	140	43,44	5,46	7940	144	14,1	43,6	99,52	68,7	2,0
11	3,9	E	1515	325	48,46	12,39	14293	154	18,5	48,5	99,07	109,2	7,4
	5,6	E	1590	365	48,27	13,26	16325	151	19,6	45,6	98,66	68,6	4,3
12	1,3	E	960	35	39,26	3,10	3579	141	9,9	46,9	96,78	106,0	8,1
	2,5	E	1063	33	41,22	2,68	4420	146	10,9	47,7	97,9	149,7	16,0
	5,0	E	1211	62	43,06	3,47	6227	149	12,7	43,9	98,28	97,0	9,6
13	1,3	E	1116	54	43,98	2,14	5050	172	11,6	45,6	97,89	70,6	6,6
	3,8	D	129	1386	4,93	48,82	9022	189	15,1	47,5	99,89	76,3	6,5
14	2,5	E	1351	157	46,01	5,52	9202	155	15,1	46,8	99,8	68,2	2,7
<b>Indivíduos normais masculinos</b>													
Nº Indivíduo	Velocidade	Joelho	CAPSJs geradas pela ELM masculina							Comparação entre a ELM (xx) e as CAPSJs reais (yy)			
			A <sub>0-50</sub>	A <sub>50-100</sub>	Amp <sub>0-50</sub>	Amp <sub>50-100</sub>	DE	A <sub>Dev</sub>	C <sub>Dev</sub>	IS	R <sup>2</sup> (%)	DTW	GVS
1	1,3	D	161	1628	13,15	48,11	13130	163	18	39,3	84,59	57,96	61,92
		E	1628	161	48,11	13,15	13287	163	18,1	35,4	77,58	291,43	80,62
	2,5	D	183	1585	17,44	47,00	12786	161	17,7	44,5	86,56	11	46,02
		E	1585	183	47,00	17,44	13082	161	17,9	38,6	78,73	295,45	75,47
	3,8	D	237	1566	21,14	46,57	13394	160	18,1	45,5	78,94	332,95	82,94
		E	1566	237	46,57	21,14	13796	160	18,3	40,4	75,81	338,66	75,33
	5,0	D	318	1599	23,83	46,75	15389	160	19,3	44,3	75,69	336,92	88,29
		E	1599	318	46,75	23,83	15874	160	19,5	38,5	72,32	385,16	90,52
5,6	D	381	1586	26,96	46,79	16302	160	19,8	42,9	69,94	325,22	106,44	
	E	1586	381	46,79	26,96	16871	160	20	37,1	62,69	491,47	129,62	
2	1,3	D	101	1586	7,08	55,42	11185	227	16,9	35,5	99,26	264,67	69,59
		E	1586	101	55,42	7,08	11225	227	16,9	37,6	96,71	205,86	45,42
	2,6	D	91	1616	7,27	55,31	11403	228	17,1	39,6	98,76	147,6	26,27
		E	1616	91	55,31	7,27	11470	228	17,1	40,5	96,73	143,33	22,61
	4,0	D	98	1657	7,82	55,28	12075	231	17,5	37,5	98,34	213,29	37,27
		E	1657	98	55,28	7,82	12172	231	17,6	39,2	96,8	166,88	28,95
	5,3	D	105	1690	8,39	55,00	12668	235	17,9	34,1	98,91	293,06	63,76
		E	1690	105	55,00	8,39	12796	235	18	35,5	96,97	255,87	54,97
3	2,5	E	1479	148	52,43	6,13	10531	207	16,3	43,7	99	52,7	3,42
	5,0	E	1605	180	53,15	6,79	12898	212	17,9	43,7	99,15	78,25	5,67
4	1,3	D	23	1138	2,60	41,46	5035	141	11,6	42	99,34	34,07	3,21
	3,7	E	1245	93	43,14	4,90	7052	144	13,4	43,5	98,86	81,78	5,03
5	2,7	D	110	1164	5,05	41,20	6424	132	12,8	45,5	99,54	40,19	1,32
	4,1	E	1155	122	40,51	4,49	6449	131	12,7	44,3	98,93	356,04	2,03
	5,6	D	126	1118	5,74	38,93	6089	128	12,4	47,9	99,79	91,9	7,44
6	2,7	D	68	1348	3,57	48,38	7650	189	14,1	48,9	99,82	99,8	10,16
	5,3	E	1480	130	49,93	6,08	10300	197	16,1	42,1	99,02	95,85	5,21
	5,6	D	141	1497	6,45	50,16	10639	198	16,3	36,8	99,79	194,28	35,79
7	1,3	E	1514	262	51,93	12,28	12982	186	17,8	41,6	98,91	80,57	8,37
	5,2	E	1413	185	45,49	7,48	10493	145	16	45,3	99,31	82,22	2,32
8	1,3	D	79	1076	2,49	43,82	4873	184	11,4	37,8	95,09	225,4	17,43
9	1,4	D	30	1026	2,89	39,22	4144	129	10,5	41,9	98,1	86,66	5,71
	4,2	E	1328	154	45,81	6,01	8811	161	14,8	49	99,65	108,03	10,13
	5,2	D	196	1425	8,03	47,85	10659	176	16,2	43,3	98,6	85,59	4,25
10	1,3	D	800	1875	30,99	74,79	30214	548	26,8	35,8	87,2	494,28	146,68
	4,9	E	1589	528	59,90	20,85	18412	348	21	39,8	89,83	328,37	57,72
	5,6	D	482	1545	19,24	57,46	16939	322	20,2	41,2	88,15	277,46	44,68
11	5,6	E	1259	209	43,81	9,41	8692	166	14,6	40,8	97,52	86,83	8,37

(Nota: os números da Tabela A.8 assinalados a cinzento correspondem aos resultados obtidos com base em CAPSJs de ELM não fiáveis)

## ANEXO V: Resultados da 1ª fase do software para os indivíduos lesionados

Tabela A.9 – Resultados, da 1ª fase do software, dos indivíduos lesionados com base nas CAPSJs reais

Indivíduos lesionados femininos													
Nº Indivíduo	Velocidade	Joelho	CAPSJs reais						Comparação joelho direito (xx) e o esquerdo (yy)				
			A <sub>0-50</sub>	A <sub>50-100</sub>	Amp <sub>0-50</sub>	Amp <sub>50-100</sub>	DE	A <sub>Dev</sub>	C <sub>Dev</sub>	IS <sub>indivíduo</sub>	R <sup>2</sup> (%)	DTW <sub>indivíduo</sub>	
1	1,3	D	27	1275	2,2	52,3	6066	249	12,9	44,2	99,92	37,93	
		E	1251	21	50,3	2	5816	227	12,7				
	2,5	D	88	1596	6	56	10934	248	17	45,1	99,64	66,57	
		E	1538	55	55,4	4,7	9561	261	15,9				
	3,8	D	149	1688	7	56	13448	237	18	43,5	99,28	41,46	
		E	1578	147	55	5	11742	230	17				
	4,9	D	163	1745	8	56	14777	218	19	41,5	98,79	68,31	
		E	1532	190	52	7	12057	195	17				
	5,6	D	207	1743	9	55	15635	213	20	36,7	92,12	193,25	
		E	1448	328	49	13	13408	154	18				
	Indivíduos lesionados masculinos												
	Nº Indivíduo	Velocidade	Joelho	CAPSJs reais						Comparação joelho direito (xx) e o esquerdo (yy)			
A <sub>0-50</sub>				A <sub>50-100</sub>	Amp <sub>0-50</sub>	Amp <sub>50-100</sub>	DE	A <sub>Dev</sub>	C <sub>Dev</sub>	IS <sub>indivíduo</sub>	R <sup>2</sup> (%)	DTW <sub>indivíduo</sub>	
1	1,3	D	157	893	6,1	33,5	4452	93	10,5	36,4	87,57	231,79	
		E	549	84	27,6	3,3	1467	88	6,3				
	2,7	D	197	1358	8	47,6	9682	187	15,5	39,2	96,24	265,46	
		E	991	53	38,7	2,5	4061	136	10,4				
	3,9	D	197	1403	9	49	10184	204	16	40,4	96,8	225,82	
		E	1091	25	40,5	2,6	4638	138	11,1				
	5,3	D	209	1444	8	48	11091	187	17	38,8	97,43	233,52	
		E	1059	43	38,1	3,6	4647	113	11				
	5,6	D	215	1453	10	48	11299	186	17	39,3	97,45	220,99	
		E	1091	51	38,9	4	5020	117	11,4				
	2	1,4	D	107	1257	8,9	44,7	7435	147	13,7	45	96,88	55,17
			E	1198	164	47,8	8	7243	197	13,6			
2,7		D	120	1448	5,4	54,9	9397	259	15,6	44,9	99,64	61,58	
		E	1472	178	55	8	10610	267	16				
4,1		D	252	1685	10	58	15146	272	19	42,1	98,39	105,71	
		E	1459	197	53	9	10864	240	17				
5,4		D	302	1730	12	58	16944	263	20	40	99,19	152,34	
		E	1399	234	50	10	10799	200	16				
5,6		D	307	1714	12	57	16900	244	20	38,3	99,07	223,26	
		E	1277	216	45,6	8,8	9014	169	14,9				
3		1,3	D	78	933	3,5	39,2	3784	145	10,1	42,7	96,55	113,51
			E	851	133	37,9	4,7	3633	149	9,8			
	2,5	D	114	1291	4,4	44,6	78,06	153	14	35	93,36	198,83	
		E	880	133	35,1	5,3	4053	106	10,1				
	3,8	D	130	1409	5,8	46,6	9487	161	15,4	39,3	97,07	98,82	
		E											

5,0	E	1131	96	40,2	5,1	5991	116	12,3	41,2	98,34	87,12
	D	142	1404	6,2	45,2	9710	147	15,5			
	E	1127	42	39,8	3,9	5280	118	11,7			
	D	127	1340	6,4	42,6	8746	130	14,7			
	E	1138	108	39,6	5,1	6224	111	12,5			
	D	127	1340	6,4	42,6	8746	130	14,7			
5,6	E	1138	108	39,6	5,1	6224	111	12,5	41,2	98,19	49,41
	D	22	1110	1,5	45,1	4562	189	11,2			
	E	860	67	38,7	2,1	3025	162	9,2			
	D	54	1523	4,7	55	9353	250	15,7			
	E	1186	87	45,4	3,2	6102	185	12,7			
	D	54	1523	4,7	55	9353	250	15,7			
4	D	190	1471	7	47	11331	158	17	44	99,27	47,49
	E	1329	149	46,8	5,3	8714	166	14,8			
	D	247	1501	10	50	12481	198	18			
	E	1326	186	45,5	6,6	9294	149	15,1			
	D	258	1435	10	47	11893	164	17			
	E	1171	134	40,5	5,3	6894	116	13,1			
1,3	D	78	1185	3,7	49,9	5866	234	12,6	43,9	99,43	36,99
	E	1155	81	47,8	3,6	5646	212	12,3			
	D	294	1543	12	58	13508	295	18			
	E	1403	210	53	8	10205	255	16			
	D	314	1680	13	58	16248	273	20			
	E	1438	181	53	8	10364	233	16			
5	D	315	1742	13	58	17434	263	21	41	99,02	171,13
	E	1433	210	51	9	10853	208	16			
	D	219	1494	10	46	12289	142	17			
	E	1513	257	51	10	12737	213	18			
	D	205	1334	13,6	46,2	9850	148	15,5			
	E	996	125	37,5	7,9	4986	109	11,2			
6	D	184	1377	7,6	49	9814	183	15,6	38,4	99,08	217,6
	E	1015	109	38,7	4,9	4882	130	11,2			
	D	142	1439	5,7	49,5	9912	191	15,8			
	E	938	144	35	6,2	4667	104	10,8			
	D	200	1233	7,3	39,8	8558	109	14,4			
	E	971	216	32,5	8,3	5911	79	11,9			
7	D	244	1131	11	40,2	7938	118	13,9	41,2	98,86	119,32
	E	956	206	35,6	7,4	54,91	101	11,6			
	D	353	1416	13	49	13084	190	18			
	E	1279	400	45	14	11765	175	17			
	D	396	1575	15	53	16296	225	20			
	E	1377	368	49	14	12634	204	17			
8	D	421	1643	16	54	17950	231	21	40	98,41	99,12
	E	1373	423	48	16	13550	188	18			
	D	437	1648	17	54	18404	230	21			
	E	1392	434	48	16	14062	186	18			
	D	146	1103	9,5	41,5	6287	135	12,6			
	E	1328	273	49	11	10461	191	16			
9	D	112	1295	4,2	46,5	7722	173	14	46,3	99,3	95,57
	E	1360	174	50	7,1	9279	214	15,3			
	D	133	1442	5,7	49,5	9801	192	15,7			
	E	1425	187	51	8	10390	210	16			
	D	168	1459	7	48	10730	170	16			
	E	1376	207	47	9	10144	179	16			
4,8	D	171	1374	7	45,5	9667	157	15,5	42,7	97,79	50,73
	E	1267	210	44,3	8,9	8866	157	14,8			
	D	92	902	4,7	40,9	3617	172	9,9			
	E	900	83	40,4	4	3504	165	9,8			
	D	153	1296	7,1	48,8	8121	212	14,4			
	E	1202	131	46,2	5,5	6825	192	13,3			
3,7	D	211	1458	9	50	11172	208	17	43,7	98,48	68,89
	E	1386	158	48,7	6	9542	181	15,4			
	D	235	1437	10	48	11381	188	17			
	E	235	1437	10	48	11381	188	17			
	D	235	1437	10	48	11381	188	17			
	E	235	1437	10	48	11381	188	17			

5,6	E	1452	154	50	6	10318	188	16	50,9	99,03	89,68	
	D	209	1219	8,6	40,6	8373	130	14,3				
	E	1468	179	50	6	10996	179	17				
10	1,3	D	109	1214	6,7	48,8	6659	214	13,2	45,2	97,63	153,33
		E	1084	26	49,4	0,9	4150	255	11			
	2,5	D	191	1418	8	53	10145	250	16	46,2	99,43	117,56
		E	1387	92	54	4	8112	268	14,7			
	3,7	D	266	1593	11	56	13979	256	19	45,9	98,96	64,8
		E	1585	233	58	10	13128	283	18			
	4,9	D	321	1626	13	55	15666	237	19	46,4	99,06	77,63
		E	1618	298	58	12	14834	284	19			
	5,6	D	309	1546	12	52	14274	207	19	45,6	97,93	70,05
		E	1490	287	54	12	12793	244	18			

Tabela A.10 – Resultados, da 1ª fase do *software*, dos indivíduos lesionados com base nas CAPSJs geradas pela ELM e nas CAPSJs reais

Indivíduos lesionados femininos														
Nº Indivíduo	Velocidade	Joelho	CAPSJs geradas pela ELM feminina							Comparação entre a ELM (xx) e as CAPSJs reais (yy)				
			A <sub>0-50</sub>	A <sub>50-100</sub>	Amp <sub>0-50</sub>	Amp <sub>50-100</sub>	DE	A <sub>Dev</sub>	C <sub>Dev</sub>	IS	R <sup>2</sup> (%)	DTW	GVS	
1	1,3	D	150	1380	8,6	49,5	9387	183	15,4	46,9	97,87	177,26	13,38	
		E	1380	150	49,5	8,6	9303	183	15,3	46,1	98,08	41,53	13,09	
	2,5	D	172	1509	9	52	11432	196	17	48,2	98,36	146,17	10,48	
		E	1509	172	52	9	11367	196	17	48,3	98,29	72,81	11,87	
	3,8	D	191	1610	8	54	13213	205	18	47,1	99,51	78,36	3,85	
		E	1610	191	54	8	13176	205	18	45,6	99,31	64,53	3,2	
	4,9	D	201	1662	8	54	14165	210	19	46,5	99,62	59,08	2,59	
		E	1662	201	54	8	14155	210	19	43,1	99,7	44,2	4,33	
	5,6	D	203	1678	8	54	14465	210	19	45,7	99,87	42,11	1,18	
		E	1678	203	54	8	14473	210	19	37,8	95,66	103,39	27,29	
	Indivíduos lesionados masculinos													
	Nº Indivíduo	Velocidade	Joelho	CAPSJs geradas pela ELM masculina							Comparação entre a ELM (xx) e as CAPSJs reais (yy)			
A <sub>0-50</sub>				A <sub>50-100</sub>	Amp <sub>0-50</sub>	Amp <sub>50-100</sub>	DE	A <sub>Dev</sub>	C <sub>Dev</sub>	IS	R <sup>2</sup> (%)	DTW	GVS	
1	1,3	D	140	609	4,3	25,9	2221	67	7,5	52,8	94,97	174,97	21,13	
		E	609	140	25,9	4,3	2203	67	7,4	46,1	96,26	100,46	4,21	
	2,7	D	172	817	6	31,5	3938	86	9,9	57,8	96,69	280,7	73,76	
		E	817	172	31,5	6	3912	86	9,8	52,8	96,43	164,72	15,99	
	3,9	D	242	1034	9,3	37	6725	111	12,8	54,5	97,69	206,41	38,02	
		E	1034	242	37	9,3	6687	111	12,7	50	95,24	103,53	17	
	5,3	D	349	1306	14	44	11509	151	17	49,5	97,24	162,61	12,53	
		E	1306	346	44	14	11455	151	17	43	93,67	153,54	42,4	
	5,6	D	370	1366	15	45	12755	161	17	48,6	97,09	158,84	11,52	
		E	1366	370	45	15	12698	161	17	42,7	93,59	168,62	48,53	
	2	1,4	D	150	1682	7	59	13376	254	18	36,9	98,14	200,32	50,74
			E	1682	150	59	7	13396	254	18	37	96,52	197,1	54,41
2,7		D	168	1734	8	60	14485	260	19	42,3	98,85	98,59	18,86	
		E	1734	168	60	8	14532	260	19	42,1	98,1	124,07	16,96	
4,1		D	187	1781	8	60	15570	266	20	43,4	99,17	83,6	4,43	

3	5,4	E	1781	187	60	8	15648	266	20	40,5	98,35	135,17	23,98	
		D	202	1811	9	60	16330	271	20	42,7	98,34	118,22	8,48	
		E	1811	202	60	9	16439	271	20	37,8	98,15	172,14	40,52	
	5,6	D	204	1815	9	60	16432	272	20	41,9	97,75	132,1	12,2	
		E	1815	204	60	9	16546	272	20	35,4	97,81	246,76	68,15	
	4	1,3	D	421	1861	27	54	22129	190	23	29,1	68,78	342,61	291,01
E			1861	421	54	27	22690	190	23	27,9	71,54	941,29	296,39	
2,5		D	468	1818	30	54	22202	193	23	34,1	70,26	210,39	187,99	
		E	1818	468	54	30	22892	193	23	25,9	69,33	1100	300,11	
3,8		D	548	1781	34	53	23145	198	23	34,4	63,57	214,56	194,69	
		E	1781	548	53	34	23970	198	24	30,2	66,79	967,94	246,8	
5,0		D	661	1759	38	54	25174	205	24	31,1	51,25	268,9	253,04	
		E	1759	661	54	38	26136	205	25	28,2	52,18	1241,5	327,79	
5,6		D	708	1771	39	54	26533	209	25	29,2	48,34	328,18	286,93	
		E	1771	708	54	39	27547	209	25	25,9	46,9	1306,14	339,6	
5		1,3	D	126	1593	7	57	11691	237	17	38,8	98,42	253,2	53,48
			E	1593	126	57	7	11712	237	17	32,9	93,69	338,34	119,82
	2,7	D	144	1657	7	57	12892	242	18	44,7	99,26	119,26	8,1	
		E	1657	144	57	7	12939	242	18	38	97,68	212,45	52,13	
	4,1	D	164	1715	8	58	14121	248	19	39	99,42	160,65	20,37	
		E	1715	164	58	8	14197	248	19	38,1	99,29	171,38	36,36	
	5,4	D	181	1758	8	58	15097	254	19	39,6	99,14	145,87	17,73	
		E	1758	181	58	8	15204	254	19	36,4	98,26	220,7	49,37	
	5,6	D	184	1764	9	58	15239	255	19	37,4	98,83	217,59	31,33	
		E	1764	184	58	9	15350	255	19	33,5	98,68	340,11	89,54	
6	1,3	D	182	1666	9	58	13793	236	19	40	96,95	201,2	53,18	
		E	1666	182	58	9	13552	236	19	38,9	97,01	161,07	59,81	
	2,6	D	185	1703	8	57	14437	233	19	43,2	95,78	117,9	16,17	
		E	1703	185	57	8	14427	233	19	41,4	95,62	166,62	26,66	
	4,0	D	189	1737	8	57	15044	231	19	43,8	97,62	126,37	9,45	
		E	1737	189	57	8	15071	231	19	41,4	97,19	132,03	23,58	
	5,2	D	190	1759	8	56	15435	231	19	44,1	98,34	133,05	7,45	
		E	1759	190	56	8	15493	231	20	40,2	98,02	110,09	24,28	
	5,6	D	190	1765	8	56	15538	231	20	38,6	99,27	182,77	22,84	
		E	1765	190	56	8	15606	231	20	40,7	97,7	127,5	17,7	
7	1,4	D	291	1915	12	67	20042	318	22	34,6	96,43	304,75	97,63	
		E	1915	291	67	12	20003	318	22	29,1	97,7	554	214,17	
	2,7	D	302	1939	11	67	20690	314	22	36,7	99,5	320,49	78,31	
		E	1939	302	67	11	20683	314	22	30,6	98,68	542,6	207,15	
	4,1	D	309	1948	12	66	20987	310	23	38,2	99,5	378,24	68,95	
		E	1948	309	66	12	21017	310	23	27,6	98,09	663,15	247	
	5,5	D	312	1941	12	65	20920	304	23	31,8	99,51	493,72	133,4	
		E	1941	312	65	12	20989	304	23	25,7	99,25	704,98	235,5	
8	1,4	D	62	1263	3,4	47,4	6650	184	13,2	37	92,52	263,29	27,96	
		E	1263	62	47,4	3,4	6654	184	13,2	33,7	93,94	169,38	38,65	
	2,7	D	108	1391	4,1	49,9	8760	196	15	41,6	95,49	258,73	21,59	
		E	1391	108	49,9	4,1	8780	196	15	38,1	91,92	153,46	31,87	
	4,1	D	157	1521	6	52	11204	211	17	42,8	96,77	247,79	19,31	
		E	1521	157	52	6	11243	211	17	39,8	95,51	173,58	19,26	
	5,4	D	201	1635	8	55	13609	228	18	42,4	96,65	229,47	17,58	
		E	1635	201	55	8	13670	228	18	37,2	93,93	251,23	32,4	
	5,6	D	208	1652	9	55	13989	231	19	42	96,87	235,09	17,48	
		E	1652	208	55	9	14053	231	19	37,1	93,87	246,4	33,17	
9	1,4	D	112	1397	5,9	50,9	8932	199	15,1	37,6	95,95	146,05	29,05	
		E	1397	112	50,9	5,9	8932	199	15,1	41,5	95,9	57,98	14,32	
	2,7	D	145	1489	6	53	10630	207	16	41,9	99,63	93	9,65	
		E	1489	145	53	6	10647	207	16	43,1	98,51	89,38	6,47	
	4,1	D	183	1582	7	54	12538	217	18	43,2	99,88	88,8	5,24	
		E	1582	183	54	7	12577	217	18	42,7	99,25	84,38	6,48	

5,4	D	215	1657	8	55	14225	228	19	41,4	99,46	112,7	12,37		
	E	1657	215	55	8	14289	228	19	40,1	99,35	126,08	18,83		
5,6	D	220	1667	9	55	14473	230	19	39,7	99,87	151,32	22,03		
	E	1667	220	55	9	14541	230	19	37,6	98,98	172,99	37,53		
9	1,3	D	199	1731	14	52	15350	184	19	32,4	84,25	277,49	163,04	
		E	1731	199	52	14	15518	184	19	32,4	84,6	477,39	164,87	
	2,5	D	193	1720	15	51	15040	180	19	39,6	89,1	103,53	61,6	
		E	1720	193	51	15	15254	180	19	37,7	86,88	318	83,9	
	3,7	D	223	1712	18	50	15438	179	19	40,7	87,91	130,14	48,41	
		E	1712	223	50	18	15754	179	20	39,7	88,84	212,15	54,82	
	4,8	D	344	1687	25	50	17233	180	20	37,2	74,04	216,76	99,53	
		E	1687	344	50	25	17779	180	21	38,8	75,49	375,19	101,02	
	5,6	D	398	1714	27	50	18801	183	21	31,5	67,9	352,62	155,49	
		E	1714	398	50	27	19408	183	22	37,9	71,94	424,68	115,47	
	10	1,3	D	195	1518	9	55	11859	222	17	41,9	98,16	110,64	23,92
			E	1518	195	55	9	11793	222	17	42	95,6	124,89	53,05
2,5		D	197	1559	8	54	12498	214	18	44,4	98,73	71,62	6,44	
		E	1559	197	54	8	12458	214	18	45,6	98,37	92,89	13,91	
3,7		D	199	1597	8	54	13118	209	18	45,3	98,43	101,63	5,63	
		E	1597	199	54	8	13106	209	18	46,2	98,33	118,33	6,59	
4,9		D	201	1632	7	53	13691	207	18	44,3	98,42	125,03	6,43	
		E	1632	201	53	7	13708	207	28	45,5	97,2	152,83	10,45	
5,6		D	203	1651	8	53	14003	207	19	42,4	98,31	110,83	7,17	
		E	1651	203	53	8	14037	207	19	42,9	96,5	104,91	12,54	

(Nota: os números da Tabela A.10 assinalados a cinzento correspondem aos resultados obtidos com base em CAPSJs de ELM não fiáveis)



## ANEXO W: Médias de referência para os índices de cada gênero

Tabela A.11 – Médias de referência de cada um dos índices, para cada um dos gêneros

Indivíduos normais do gênero feminino													
Joelho	Velocidade	Referência	Média do I <sub>EC</sub> do índice:										
			IS	DTW	GVS	A <sub>0-50</sub>	A <sub>50-100</sub>	Amp <sub>0-50</sub>	Amp <sub>50-100</sub>	DE	A <sub>Dev</sub>	C <sub>Dev</sub>	
D	1,3	ELM	46,45	138,08	13,68	82,99	193,62	3,95	6,85	2181,59	44,56	2,36	
		CRL	35,56	270,60	63,69	80,18	463,09	3,38	13,23	6264,00	131,58	5,06	
	2,5	ELM	45,83	101,89	9,77	57,53	180,85	1,95	5,69	2499,50	44,09	2,26	
		CRL	39,22	247,68	38,95	122,49	366,81	5,63	12,13	5723,63	123,10	4,61	
	3,8	ELM	46,02	120,10	15,37	75,03	226,51	0,99	6,86	3301,09	50,36	2,70	
		CRL	40,95	194,55	24,14	98,20	230,25	3,13	9,67	3432,53	113,76	2,78	
	5	ELM	43,95	128,88	15,82	38,41	246,51	1,24	7,38	4184,77	63,91	2,96	
		CRL	39,04	226,90	31,32	45,35	220,84	2,21	10,58	3502,23	127,83	2,56	
	5,6	ELM	41,78	146,70	18,65	80,85	236,27	2,02	7,49	4375,56	60,46	3,11	
		CRL	38,24	259,80	42,55	51,92	290,53	1,59	13,44	3716,88	153,54	3,00	
	E	1,3	ELM	44,74	106,84	13,38	184,72	39,90	5,30	1,96	2878,12	53,99	1,78
			CRL	35,70	292,12	88,10	591,45	114,50	14,69	4,74	7948,11	115,53	6,70
2,5		ELM	44,78	108,98	15,64	221,60	84,94	7,12	2,75	3006,19	53,78	2,92	
		CRL	38,30	245,80	49,61	422,95	124,93	14,05	5,65	6275,54	130,79	5,25	
3,8		ELM	44,36	93,28	14,24	220,34	55,98	7,18	1,46	3217,37	51,40	2,65	
		CRL	38,36	216,22	38,21	324,86	96,53	12,28	4,14	4780,96	131,23	3,80	
5		ELM	41,08	141,60	27,68	312,75	99,34	9,43	2,85	5147,28	65,43	3,85	
		CRL	35,75	273,16	52,97	327,96	56,41	14,15	3,08	4301,05	153,88	3,52	
5,6		ELM	39,80	193,82	30,01	412,18	88,05	12,37	1,65	6926,65	89,34	5,25	
		CRL	36,98	274,05	64,07	306,28	93,26	14,31	3,07	4297,45	156,30	3,56	
Indivíduos normais do gênero masculino													
Joelho		Velocidade	Referência	Média do I <sub>EC</sub> do índice:									
	IS			DTW	GVS	A <sub>0-50</sub>	A <sub>50-100</sub>	Amp <sub>0-50</sub>	Amp <sub>50-100</sub>	DE	A <sub>Dev</sub>	C <sub>Dev</sub>	
D	1,3	ELM	39,3	152,7	23,99	84,58	280,01	4,37	45,41	3518,47	58,82	3,15	
		CRL	34,57	350,38	82,03	122,54	581,34	4,87	19,62	7842,17	45,76	6,71	
	2,5	ELM	44,67	95,86	12,58	31,34	227,35	1,97	48,64	2773,85	38,69	2,32	
		CRL	40,65	207,38	26,04	116,4	303,36	4,75	11,23	5015,28	49,5	3,89	
	3,8	ELM	37,5	213,29	37,27	39	393	1,34	55,28	4384	64	3,6	
		CRL	41,4	149,71	21,21	72	342	3,16	13,52	5153	85,61	4,1	
	5	ELM	38,7	189,33	34,01	55,77	367,78	2,44	51,55	3848,82	73,17	3,2	
		CRL	38,67	189,24	32,88	40,11	360,29	1,83	15,08	4421,85	27,29	3,64	
	5,6	ELM	42,35	143,09	21,62	34,18	296,12	1,06	44,89	3693,9	59,54	3,23	
		CRL	38,45	221,68	35,87	68,06	410,16	3,04	17,51	5640,46	33,62	4,69	
	E	1,3	ELM	39,6	143,22	26,9	318,31	40,47	8,83	10,02	3987,69	50,64	3,31
			CRL	36,07	268,97	55,99	359,27	88,31	12,62	35,6	5153,16	145,04	4,18
2,5		ELM	42,1	98,02	13,02	207,82	55,32	3,95	6,72	2165,12	37,81	1,7	
		CRL	39,87	155,17	23,95	227,44	39,82	7,53	40,67	3525,75	90,02	2,66	
3,8		ELM	44	178,18	11,54	189,87	68,25	4,9	5,95	2349,18	36,62	1,85	
		CRL	38,4	206,3	33,42	320,59	54,7	12,8	37,01	4492,8	135,02	3,61	
5		ELM	41,65	128,05	17,04	248,52	58,75	6,43	7,24	2875,87	44,09	2,29	
		CRL	38,42	181,36	27,89	246,6	49,63	10,97	37,69	3337,84	129,58	2,7	
5,6		ELM	40,8	86,83	8,37	112	36	3,22	9,41	3014	39	1,7	
		CRL	35,8	225,25	50,09	460	36	17,18	31,02	4998	174	4,2	

## ANEXO X: Resultados da 2ª fase do software para os indivíduos normais

Tabela A.12 – Resultados dos indivíduos normais de referência, com a 2ª fase do software

Indivíduos normais femininos													
Nº Indivíduo	Velocidade	Joelho	$x_i$ , com base na ELM, do índice:										$I_{Global}$ (ELM)
			IS	DTW	GVS	A <sub>0-50</sub>	A <sub>50-100</sub>	Amp <sub>0-50</sub>	Amp <sub>50-100</sub>	DE	A <sub>Dev</sub>	C <sub>Dev</sub>	
1	1,3	D	-0,75	22,45	264,79	18,24	14,79	15,95	12,43	71,86	30,02	17,39	88,29
		E	-0,67	45,00	283,28	16,55	43,61	16,78	37,89	57,69	24,19	25,84	95,26
	2,5	D	-0,69	26,41	308,58	23,70	14,26	33,90	14,47	55,98	27,13	17,12	101,1
		E	-0,66	39,60	200,95	11,95	17,39	11,64	25,50	49,28	22,00	14,05	68,04
	3,8	D	-0,67	20,73	177,64	16,53	10,73	66,51	10,37	39,01	21,86	14,21	62,53
		E	-0,66	43,84	206,90	11,88	24,35	10,40	47,35	42,77	21,76	15,75	70,97
5,0	D	-0,69	21,45	175,76	29,80	10,46	53,95	10,66	29,25	17,29	13,54	60,59	
	E	-0,71	29,44	114,05	9,00	11,71	8,85	23,93	25,40	17,39	11,24	39,77	
2	1,3	D	-0,04	-0,44	-0,41	0,48	-0,97	-0,54	-0,49	-0,40	0,05	-0,54	0,50
		E	0,03	-0,33	-0,40	-0,75	0,25	0,02	-0,75	0,88	0,50	-0,94	0,58
	2,5	D	0,08	-0,14	0,02	-0,46	0,00	-0,23	0,00	-0,33	0,27	-0,20	0,23
		E	0,06	-0,43	-0,69	-0,93	-0,42	-0,54	-0,35	-0,75	0,02	-0,90	0,59
	3,7	D	0,08	-0,21	0,08	0,57	-0,09	0,01	-0,27	-0,75	-0,09	-0,63	0,38
		E	0,01	-0,32	-0,72	-0,65	0,20	-0,86	1,05	-0,27	-0,86	-0,62	0,64
4,9	D	0,04	-0,55	-0,58	-0,14	-0,15	-0,19	-1,00	0,10	0,03	0,01	0,42	
	E	0,02	-0,13	-0,30	-0,14	-0,02	-0,36	0,05	0,15	-0,27	0,04	0,19	
5,6	D	0,04	-0,28	-0,35	0,45	-0,53	-0,01	-0,33	-0,08	-0,02	-0,36	0,30	
	E	-0,02	0,10	0,57	0,03	0,47	-0,03	0,21	0,29	0,04	0,14	0,27	
3	2,4	D	-0,11	0,78	1,25	0,56	0,59	0,18	0,49	0,79	0,13	0,72	0,66
		E	-0,17	0,72	1,41	0,70	-0,20	0,84	-0,31	0,63	0,62	0,54	0,70
	3,7	D	-0,17	1,58	1,84	0,51	0,74	-0,90	0,88	0,96	0,73	0,97	1,03
		E	-0,22	2,25	4,59	1,50	1,07	1,42	-0,32	1,46	1,26	1,56	1,27
	4,9	D	-0,16	1,57	2,14	0,64	0,70	0,13	0,88	0,58	0,58	0,59	0,99
		E	-0,21	1,68	2,80	1,04	0,00	1,12	-0,68	0,81	1,09	0,87	1,27
5,5	D	-0,13	1,49	2,25	0,14	0,98	-0,70	0,98	0,78	0,85	0,93	1,09	
	E	-0,21	1,27	3,19	0,70	0,32	0,72	0,27	0,51	0,67	0,62	1,19	
4	1,3	D	-0,01	-0,40	-0,81	-0,64	-0,78	-0,47	-0,53	-0,63	-0,44	-0,67	0,58
		E	0,09	-0,16	-0,38	-0,13	-0,90	0,23	0,43	-0,48	-0,09	-0,10	0,39
	2,5	D	0,05	-0,39	-0,51	-0,84	-0,34	-0,95	-0,17	-0,54	-0,02	-0,51	0,52
		E	0,09	-0,27	-0,44	-0,17	-0,58	-0,34	-1,00	-0,47	-0,33	-0,49	0,48
	3,9	D	0,01	-0,68	-0,82	-0,93	-0,61	-0,40	-0,78	-0,68	-0,80	-0,78	0,70
		E	0,04	-0,67	-0,87	-0,67	-0,98	-0,79	-0,73	-0,71	-0,79	-0,81	0,75
5,2	D	0,02	-0,66	-0,97	-0,97	-0,94	-1,00	-0,86	-0,94	-0,84	-0,66	0,84	
	E	0,06	-0,72	-0,92	-0,87	-0,87	-0,79	-0,65	-0,94	-0,76	-1,00	0,80	
5,6	D	0,07	-0,78	-0,96	-0,99	-0,94	-1,00	-0,87	-0,94	-0,87	-1,00	0,88	
	E	0,08	-0,72	-0,91	-0,82	-0,81	-0,76	-1,00	-0,90	-0,78	-0,81	0,79	
5	3,8	E	-0,01	-0,40	-0,73	-0,49	-0,93	-0,88	-0,64	-0,51	-0,81	-0,59	0,65
6	1,3	E	-0,18	0,84	1,68	0,94	-0,42	0,16	-0,60	-0,04	-0,91	0,86	0,81
	3,9	E	0,03	-0,55	-0,95	-0,99	-0,77	-0,80	-0,31	-0,98	-0,67	-0,96	0,76
7	1,3	D	0,13	0,93	1,79	-0,42	0,98	0,41	0,87	0,74	0,53	0,84	0,88
	3,9	E	0,06	-0,48	-0,84	-0,73	0,05	-0,71	-0,26	-0,95	-0,79	-1,00	0,68
8	1,3	D	-0,08	-0,08	-0,56	0,16	-0,87	0,23	-0,80	-0,31	-0,51	-0,46	0,49
	2,5	E	-0,09	-0,02	0,52	0,31	0,52	-0,03	0,53	0,31	-0,57	0,47	0,40
	3,8	D	0,05	-0,33	-0,53	-0,89	-0,28	0,15	-0,32	-0,40	-0,21	-0,37	0,42
	5,2	D	0,10	-0,35	-0,59	-0,24	-0,39	0,44	-0,34	-0,46	-0,36	-0,43	0,39
9	5,6	D	-0,05	-0,38	-0,57	-0,67	-0,26	-0,49	-0,21	-0,64	-0,42	-0,52	0,46
		E	0,06	-0,06	-0,38	0,22	-0,43	0,92	-0,99	-0,07	-0,49	-0,20	0,50
10	2,5	D	-0,01	-0,25	-0,77	0,11	-0,80	0,42	-0,71	-0,61	-0,61	-0,60	0,56
	5,0	E	0,06	-0,52	-0,93	-0,99	-0,25	-0,98	-0,14	-0,79	-0,92	-0,82	0,73
11	3,9	E	0,09	0,17	-0,48	-0,54	-0,68	-0,04	0,04	-0,69	0,28	-0,74	0,46

	5,6	E	0,15	-0,65	-0,86	-0,85	-0,72	-0,82	-0,04	-0,76	-0,71	-0,83	0,70
12	1,3	E	0,05	-0,01	-0,39	-0,92	0,75	0,02	0,00	-0,79	0,35	-0,55	0,51
	2,5	E	0,07	0,37	0,02	-0,24	0,55	-0,12	0,58	0,04	0,15	0,03	0,30
	5,0	E	0,07	-0,31	-0,65	-0,75	0,57	-0,77	0,71	-0,41	-0,89	-0,38	0,60
13	1,3	E	0,02	-0,34	-0,51	-0,37	-0,90	-0,74	0,32	-0,53	-0,70	-0,27	0,53
	3,8	D	0,03	-0,36	-0,57	-0,51	-0,30	0,51	-0,35	-0,21	-0,29	-0,26	0,37
14	2,5	E	0,05	-0,37	-0,83	-0,65	-0,65	-0,51	-0,48	-0,56	-0,39	-0,62	0,55
<b>Indivíduos normais masculinos</b>													
Nº Indivíduo	Velocidade	Joelho	$x_i$ , com base na ELM, do índice:										I <sub>Global</sub> (ELM)
			IS	DTW	GVS	A <sub>0-50</sub>	A <sub>50-100</sub>	Amp <sub>0-50</sub>	Amp <sub>50-100</sub>	DE	A <sub>Dev</sub>	C <sub>Dev</sub>	
1	1,3	D	0,00	-0,62	1,58	-0,70	0,38	0,42	-0,79	0,45	-0,13	0,17	0,68
		E	-0,11	1,03	2,00	0,39	2,61	-0,80	-0,64	0,08	-0,35	0,00	1,15
	2,5	D	0,00	-0,89	2,66	-0,52	-0,82	4,61	-0,03	-0,56	1,09	-0,74	1,79
		E	-0,08	2,01	4,80	0,61	-0,53	-0,78	1,59	1,21	0,56	1,00	1,83
	3,8	D	0,21	0,56	1,23	-0,36	-0,68	8,08	-0,16	-0,77	0,94	-0,75	2,64
		E	-0,08	0,90	5,53	-0,44	0,05	0,35	2,55	-0,54	1,35	-0,62	2,02
	5,0	D	0,14	0,78	1,60	0,43	-0,69	4,77	-0,09	-0,99	0,22	-0,94	1,69
		E	-0,08	2,01	4,31	-0,10	-0,08	-0,59	2,29	0,75	0,20	0,40	1,70
5,6	D	0,01	1,27	3,92	3,51	-0,58	16,16	0,04	-0,75	0,07	-0,88	5,41	
	E	-0,09	4,66	14,49	0,86	3,97	-0,39	1,86	1,29	0,03	5,14	5,29	
2	1,3	D	-0,10	0,73	1,90	-0,10	0,92	-0,04	0,22	0,97	0,65	0,97	0,86
		E	-0,05	0,44	0,69	0,33	-0,85	0,23	-0,29	0,31	0,15	0,33	0,43
	2,6	D	-0,11	0,54	1,09	-0,90	0,50	0,53	0,14	0,53	0,03	0,51	0,58
		E	-0,04	0,46	0,74	0,41	0,16	0,31	0,08	0,40	-0,97	0,41	0,48
	4,0	D	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
		E	-0,11	-0,06	1,51	0,80	0,03	0,27	0,31	0,50	-0,43	0,51	0,62
	5,3	D	-0,12	0,55	0,88	0,09	0,39	-0,74	0,07	0,40	0,41	0,41	0,48
		E	-0,15	1,00	2,23	0,92	0,17	0,84	0,16	0,79	0,77	0,83	0,97
3	2,5	E	0,04	-0,46	-0,74	-0,89	-0,19	-0,46	-0,09	-0,82	-0,71	-0,88	0,61
	5,0	E	0,05	-0,39	-0,67	-0,58	-0,13	-0,64	-0,06	-0,20	-0,52	-0,30	0,42
4	1,3	D	0,07	-0,78	-0,87	-0,18	-0,70	-0,89	-0,09	-0,99	-0,80	-0,94	0,72
	3,7	E	-0,01	-0,54	-0,56	-0,83	0,66	-0,91	-0,18	-0,14	-0,75	-0,19	0,57
5	2,7	D	0,02	-0,58	-0,90	-0,39	-0,83	-0,83	-0,15	-0,78	-0,77	-0,78	0,67
	4,1	E	0,01	1,00	-0,82	-1,00	-0,84	-0,66	-0,25	-0,97	-0,75	-1,00	0,80
	5,6	D	0,13	-0,36	-0,66	0,29	-0,41	0,38	-0,13	-0,31	-0,61	-0,32	0,39
6	2,7	D	0,09	0,04	-0,19	-0,87	-0,14	-0,22	-0,01	-0,22	0,37	-0,18	0,33
	5,3	E	0,01	-0,25	-0,69	-0,65	-0,13	-0,45	-0,16	-0,90	-0,41	-0,83	0,54
	5,6	D	-0,13	0,36	0,66	-0,41	0,28	-0,67	0,12	0,24	0,36	0,24	0,39
7	1,3	E	0,05	-0,44	-0,69	-0,52	-0,95	-0,30	0,23	-0,46	-0,17	-0,52	0,50
	5,2	E	0,09	-0,36	-0,86	-0,92	0,06	-0,58	0,03	-0,61	-0,46	-0,65	0,55
8	1,3	D	-0,04	0,48	-0,27	0,37	-0,56	0,43	-0,04	-0,86	-0,08	-0,97	0,51
9	1,4	D	0,07	-0,43	-0,76	-0,20	-0,91	0,02	-0,14	-0,66	-0,37	-0,65	0,51
	4,2	E	0,11	-0,39	-0,12	-0,14	-0,58	0,51	0,01	0,00	0,88	0,03	0,40
	5,2	D	0,12	-0,55	-0,88	-0,10	-0,74	0,39	-0,07	-0,84	-0,86	-0,84	0,63
10	1,3	D	-0,09	2,24	5,12	4,86	0,31	2,52	0,65	3,66	4,56	1,70	3,14
	4,9	E	-0,04	1,56	2,39	-0,45	4,67	0,77	1,88	1,57	2,90	0,96	2,15
	5,6	D	-0,03	0,94	1,07	6,37	-0,96	8,88	0,28	0,13	1,27	-0,19	3,52
11	5,6	E	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	-0,76	0,00	0,00	0,24

(Nota: os números da Tabela A.12 assinalados a cinzento correspondem aos resultados obtidos com base em CAPSJs de ELM não fiáveis)

## ANEXO Y: Resultados da 2ª fase do software para os indivíduos lesionados

Tabela A.13 – Resultados, da 2ª fase do software, dos indivíduos lesionados

Indivíduos lesionados femininos													
Nº Indivíduo	Velocidade	Joelho	$x_i$ , com base na ELM, do índice:										$I_{Global}$ (ELM)
			IS	DTW	GVS	A <sub>0-50</sub>	A <sub>50-100</sub>	Amp <sub>0-50</sub>	Amp <sub>50-100</sub>	DE	A <sub>Dev</sub>	C <sub>Dev</sub>	
1	1,3	D	0,01	0,28	-0,02	0,48	-0,46	0,62	-0,59	0,52	0,48	0,06	0,42
		E	0,03	-0,61	-0,02	-0,30	2,23	-0,85	2,37	0,21	-0,19	0,46	1,10
	2,5	D	0,05	0,43	0,07	0,46	-0,52	0,54	-0,30	-0,80	0,18	-1,00	0,52
		E	0,08	-0,33	-0,24	-0,87	0,38	-0,52	0,56	-0,40	0,21	-0,62	0,47
	3,8	D	0,02	-0,35	-0,75	-0,44	-0,66	0,01	-0,71	-0,93	-0,36	-1,00	0,62
		E	0,03	-0,31	-0,78	-0,85	-0,21	-0,86	1,05	-0,55	-0,51	-0,62	0,65
	4,9	D	0,06	-0,54	-0,84	-0,01	-0,66	-1,00	-0,73	-0,85	-0,87	-1,00	0,74
		E	0,05	-0,69	-0,84	-0,58	-0,89	-0,79	-0,65	-0,59	-0,77	-0,48	0,67
5,6	D	0,09	-0,71	-0,94	-0,95	-0,72	-0,50	-0,87	-0,73	-0,95	-0,68	0,76	
	E	-0,05	-0,47	-0,09	-0,44	0,42	-0,60	2,03	-0,85	-0,37	-0,81	0,81	
Indivíduos lesionados masculinos													
Nº Indivíduo	Velocidade	Joelho	$x_i$ , com base na ELM, do índice:										$I_{Global}$ (ELM)
			IS	DTW	GVS	A <sub>0-50</sub>	A <sub>50-100</sub>	Amp <sub>0-50</sub>	Amp <sub>50-100</sub>	DE	A <sub>Dev</sub>	C <sub>Dev</sub>	
1	1,3	D	0,34	0,15	-0,12	-0,80	0,01	-0,59	-0,83	-0,37	-0,56	-0,05	0,48
		E	0,16	-0,30	-0,84	-0,81	0,38	-0,81	-0,90	-0,82	-0,59	-0,67	0,67
	2,7	D	0,29	1,93	4,86	-0,20	1,38	0,02	-0,67	1,07	1,61	1,41	1,89
		E	0,25	0,68	0,23	-0,16	1,15	0,82	-0,48	-0,93	0,32	-0,65	0,65
	3,9	D	0,45	-0,03	0,02	0,15	-0,06	-0,78	-0,78	-0,21	0,45	-0,11	0,41
		E	0,14	-0,42	0,47	-0,70	2,18	-0,29	0,13	-0,13	-0,26	-0,14	0,77
	5,3	D	0,28	-0,14	-0,63	1,51	-0,62	1,46	-0,92	-0,89	-0,51	-1,00	0,91
		E	0,03	0,20	1,49	-0,01	4,16	-0,08	0,44	1,37	-0,14	1,62	1,56
5,6	D	0,15	0,11	-0,47	3,53	-0,71	3,72	-0,93	-0,61	-0,58	-1,00	1,72	
	E	0,05	0,94	4,80	1,46	7,86	0,89	0,17	1,55	0,13	2,29	3,10	
2	1,4	D	-0,06	0,31	1,12	-0,49	0,52	-0,57	-0,69	0,69	0,82	0,37	0,63
		E	-0,07	0,38	1,02	0,52	-0,65	0,27	-0,90	0,54	0,13	0,33	0,56
	2,7	D	-0,05	0,03	0,50	0,53	0,26	0,32	-0,90	0,83	-0,97	0,47	0,58
		E	0,00	0,27	0,30	0,26	-0,82	0,27	-1,00	0,81	-0,81	0,76	0,62
	4,1	D	0,16	-0,61	-0,88	0,67	-0,76	0,49	-0,96	-0,90	-0,91	-0,72	0,74
		E	-0,08	-0,24	1,08	0,70	-0,85	0,43	-0,83	1,04	-0,29	0,62	0,70
	5,4	D	0,10	-0,38	-0,75	0,79	-0,78	0,23	-0,96	-0,84	-0,89	-1,00	0,74
		E	-0,09	0,34	1,38	0,66	-0,46	0,56	-0,86	0,96	0,61	0,75	0,75
5,6	D	-0,01	-0,08	-0,44	2,01	-0,66	1,83	-0,93	-0,87	-0,53	-1,00	1,05	
	E	-0,13	1,84	7,14	3,80	-0,67	3,47	-0,98	1,50	1,64	2,00	3,02	
3	1,3	D	-0,26	1,24	11,13	3,06	2,31	4,38	-0,67	4,21	-0,23	3,10	4,33
		E	-0,30	5,57	10,02	2,17	6,12	0,82	1,23	3,78	-0,19	2,99	4,46
	2,5	D	-0,24	1,19	13,94	10,30	1,32	11,99	-0,81	6,98	0,03	2,88	7,11
		E	-0,38	10,22	22,05	3,51	5,06	3,78	2,68	7,70	1,30	6,59	8,69
	3,8	D	-0,08	0,01	4,22	9,72	-0,05	20,04	-0,88	2,12	-0,42	1,11	7,22
		E	-0,31	4,43	20,39	2,42	5,62	1,61	3,86	6,65	1,24	5,32	7,51
	5,0	D	-0,20	0,42	6,44	8,31	-0,03	12,03	-0,83	3,02	-0,21	1,66	5,18
		E	-0,32	8,70	18,24	1,54	9,54	1,21	3,71	6,25	0,97	4,81	7,62
5,6	D	-0,31	1,29	12,27	16,00	0,46	29,75	-0,75	3,82	0,33	2,19	11,5	
	E	-0,37	14,04	39,57	4,65	15,67	3,47	2,60	6,07	1,51	6,35	14,6	
4	1,3	D	-0,01	0,66	1,23	0,23	0,72	0,26	-0,74	1,03	-0,18	0,84	0,70
		E	-0,17	1,36	3,45	1,30	0,46	1,07	-0,51	1,18	0,48	1,36	1,44

	2,7	D	0,00	0,24	-0,36	1,87	-0,41	0,17	-0,96	0,28	-0,79	-0,01	0,74
		E	-0,10	1,17	3,00	1,27	0,03	1,94	-0,43	2,16	0,51	2,12	1,59
	4,1	D	0,04	-0,25	-0,45	-0,33	-0,38	-0,25	-0,80	-0,36	0,41	-0,44	0,42
		E	-0,13	-0,04	2,15	1,03	-0,78	1,29	-0,55	1,33	1,24	1,27	1,15
	5,4	D	0,02	-0,23	-0,48	0,18	-0,30	-0,18	-0,84	-0,32	-0,23	-0,69	0,42
		E	-0,13	0,72	1,90	0,74	-0,91	0,94	-0,81	1,06	1,38	0,70	1,03
	5,6	D	-0,12	0,52	0,45	1,17	0,11	-0,06	-0,75	-0,09	0,53	-0,38	0,54
		E	-0,18	2,92	9,70	4,29	0,39	4,43	-0,61	1,81	2,56	2,47	3,96
5	1,3	D	0,02	0,32	1,22	0,23	0,72	0,21	-0,82	1,25	-0,97	1,03	0,80
		E	-0,02	0,12	1,22	0,61	1,50	0,16	-0,46	0,98	-0,53	1,02	0,82
	2,6	D	-0,03	0,23	0,29	2,48	-0,30	1,03	-0,98	-0,67	0,60	-0,57	0,98
		E	-0,02	0,70	1,05	0,44	-0,55	0,01	-1,00	0,95	-0,42	0,76	0,69
	4,0	D	0,17	-0,41	-0,75	2,21	-0,85	2,73	-0,98	-0,73	-0,34	-0,72	1,26
		E	-0,06	-0,26	1,04	0,57	-0,88	-0,18	-1,00	1,00	-0,95	0,62	0,75
	5,2	D	0,14	-0,30	-0,78	1,24	-0,95	1,05	-0,96	-0,48	-0,56	-0,38	0,77
		E	-0,03	-0,14	0,42	0,31	-0,66	-0,22	-0,86	0,61	-0,48	0,75	0,52
5,6	D	-0,09	0,28	0,06	-0,15	-0,08	0,89	-0,78	-0,12	0,49	-0,07	0,42	
	E	0,00	0,47	1,11	1,25	0,86	0,55	-0,79	-0,05	-0,54	0,18	0,71	
6	1,4	D	-0,12	1,00	3,07	0,02	1,07	-0,63	-0,54	1,90	1,89	1,06	1,43
		E	-0,27	2,87	6,96	1,89	3,10	2,34	-0,59	2,77	3,13	2,26	3,14
	2,7	D	-0,18	2,34	5,22	2,77	1,47	0,73	-0,63	2,92	2,39	1,76	2,47
		E	-0,27	4,54	14,91	3,45	2,49	6,16	-0,09	6,30	3,87	5,35	6,18
	4,1	D	0,02	0,77	0,85	3,28	0,30	3,70	-0,70	1,53	0,86	1,00	1,74
		E	-0,37	2,72	20,40	4,32	1,42	5,33	-0,03	5,96	4,63	5,59	7,49
	5,5	D	-0,25	2,45	5,17	2,28	1,39	3,43	-0,44	2,35	2,28	1,66	2,56
		E	-0,37	7,12	27,14	7,66	1,67	9,09	-0,61	4,00	4,77	5,53	10,0
7	1,4	D	-0,06	0,72	0,17	1,15	-0,53	0,74	-0,84	-0,63	0,12	-0,78	0,67
		E	-0,15	0,18	0,44	-0,04	2,56	0,34	-0,60	0,65	0,64	-0,52	0,91
	2,7	D	-0,07	1,70	0,72	6,82	-0,89	3,52	-0,98	0,56	-0,84	0,29	2,55
		E	-0,10	0,57	1,45	-0,46	4,28	0,24	0,47	0,38	-0,44	0,18	1,47
	4,1	D	0,14	0,16	-0,48	5,13	-0,86	5,72	-0,98	0,16	-0,78	-0,17	2,48
		E	-0,10	-0,03	0,67	-0,24	2,09	-0,39	0,34	-0,41	-0,81	-1,00	0,84
	5,4	D	0,10	0,21	-0,48	2,94	-0,98	2,28	-0,98	0,13	-0,96	-0,06	1,30
		E	-0,11	0,96	0,90	0,05	2,78	0,09	0,10	-0,96	-0,09	-1,00	1,07
5,6	D	-0,01	0,64	-0,19	5,70	-0,99	6,55	-0,98	0,20	-0,98	-0,38	2,81	
	E	-0,09	1,84	2,96	1,32	5,28	1,17	-0,26	-1,00	0,15	-0,41	2,11	
8	1,4	D	-0,04	-0,04	0,21	-0,60	0,05	-0,18	-0,79	-0,25	0,09	-0,21	0,34
		E	0,05	-0,60	-0,47	-0,78	2,98	-0,78	-0,49	-0,62	-0,84	-0,73	1,12
	2,7	D	-0,06	-0,03	-0,23	0,05	-0,15	-0,09	-0,87	0,05	-0,12	-0,14	0,30
		E	0,02	-0,09	-0,50	-0,38	-0,48	-0,24	-0,84	-0,37	-0,81	-0,59	0,50
	4,1	D	0,15	-0,58	-0,86	0,28	-0,64	-0,03	-0,92	-0,38	-0,61	-0,36	0,56
		E	-0,03	-0,53	-0,44	-0,17	-0,94	-0,39	-0,83	-0,07	-0,81	0,08	0,54
	5,4	D	0,07	-0,40	-0,64	-0,16	-0,46	-0,59	-0,86	-0,09	-0,21	-0,06	0,44
		E	-0,04	-0,02	0,11	0,13	-0,86	0,24	-0,86	0,44	0,11	0,31	0,43
5,6	D	-0,06	0,06	0,02	0,43	-0,01	0,89	-0,79	0,30	0,23	0,08	0,42	
	E	-0,08	0,99	3,48	2,57	-0,72	2,32	-0,99	0,88	0,87	1,47	1,74	
9	1,3	D	-0,18	0,82	5,80	0,27	1,96	1,13	-0,76	2,33	-0,80	1,89	2,23
		E	-0,18	2,33	5,13	1,61	1,87	0,31	0,00	2,01	-0,62	1,78	2,13
	2,5	D	-0,11	0,08	3,90	0,28	0,86	3,01	-0,95	1,49	-0,17	0,98	1,71
		E	-0,10	2,24	5,44	1,49	0,12	0,22	0,41	2,89	-0,68	2,35	2,27
	3,7	D	0,09	-0,39	0,30	-0,69	-0,35	5,72	-1,00	-0,03	-0,55	-0,44	1,87
		E	-0,10	0,19	3,75	0,72	-0,05	-0,73	1,02	1,64	-0,95	1,49	1,48
	4,8	D	-0,04	0,14	1,93	0,95	-0,32	5,15	-0,96	0,52	-0,89	-0,06	1,82
		E	-0,07	1,93	4,93	-0,05	2,23	-1,00	1,62	1,59	-0,82	1,18	2,03
5,6	D	-0,26	1,46	6,19	4,53	0,67	16,36	-0,79	1,82	-0,11	1,07	5,78	
	E	-0,07	3,89	12,80	1,20	5,08	-1,00	1,23	1,79	-0,90	1,94	4,65	
10	1,3	D	0,07	-0,28	0,00	0,02	0,09	-0,47	-0,86	0,48	-0,86	0,21	0,46
		E	0,06	-0,13	0,97	0,36	3,18	-0,37	-0,19	0,92	-0,35	0,81	1,14
	2,5	D	-0,01	-0,25	-0,49	-0,81	-0,38	-1,00	-0,98	-0,15	-0,07	-0,14	0,56
		E	0,08	-0,05	0,07	-0,17	0,90	-1,00	-0,40	1,01	0,43	0,94	0,64

3,7	D	0,21	-0,52	-0,85	0,72	-0,99	1,24	-0,96	-0,80	-0,27	-0,72	0,79
	E	0,05	-0,34	-0,43	-0,94	-0,50	-0,18	-0,66	-0,99	1,02	-1,00	0,70
4,9	D	0,14	-0,34	-0,81	1,15	-0,98	1,46	-0,96	-0,49	-0,59	-0,69	0,85
	E	0,09	0,19	-0,39	-0,94	0,65	-0,22	-0,31	-0,61	0,75	2,93	1,06
5,6	D	0,00	-0,23	-0,67	2,10	-0,65	2,77	-0,98	-0,93	-1,00	-1,00	1,30
	E	0,05	0,21	0,50	0,44	1,33	-0,69	-0,57	-0,59	-0,05	-0,41	0,60

(Nota: os números da Tabela A.13 assinalados a cinzento correspondem aos resultados obtidos com base em CAPSJs de ELM não fiáveis)

## ANEXO Z: Código desenvolvido em MATLAB para representar graficamente os $I_{\text{Global}}$ e GVS em função do $IS_{\text{RN}}$ e do $DTW_{\text{RN}}$

O código descrito neste Anexo permite representar graficamente o  $I_{\text{Global}}$  e o GVS em função do  $IS_{\text{RN}}$  e em função do  $DTW_{\text{RN}}$ , sendo que para representar cada um tem de se atualizar as linhas de código com o comentário ‘Alterar’ com os dados que se pretendem representar.

```
cores=[0.2 0 0; 1 0 0; 0 0 1; 1 1 0; 0.5 1 0; 1 0.2 0.6; 0 1 1; 0.4 0.7 1; 1 0.5 0; 0.7 0.4 1; 1 0 1; 0.8 0.4 0; 0.75 0.75 0.75; 0.6 0 0.3]; % Matriz com as cores para representar cada indivíduo
```

```
% plot da área de referência
```

```
  Ix_max=3.5456; % valor máximo do eixo das abcissas dos indivíduos de referência – Alterar
```

```
  Ix_min=0; % valor mínimo do eixo das abcissas dos indivíduos de referência – Alterar
```

```
  indice_max=0.97; % Índice (das ordenadas) máximo dos indivíduos de referência – Alterar
```

```
  w=abs(Ix_min)+Ix_max; % largura do retângulo de referência
```

```
  rectangle('Position',[Ix_min,0,w,indice_max],'LineStyle','-', 'LineWidth',2,'EdgeColor',[0.38 0.38 0.38]), hold on;
```

```
% plot dos índices dos indivíduos em estudo (um género)
```

```
  Indices_ELM=I_mat_2.IGELMdtwPM; % load matriz com os índices calculados com base na ELM – Alterar
```

```
  line([0 0],[0 (max(Indices_2(:,5))+300)],'LineStyle','--','Color','k'), hold on; % Linha que assinala o Y=0
```

```
  pessoa=0;
```

```
  N_pessoa=0; % número de indivíduos analisados
```

```
  for i=1:size(Indices_ELM,1)
```

```
    ELMpessoa=Indices_ELM(i,1);
```

```
    if pessoa ~= ELMpessoa % dados de um indivíduo diferente do analisado anteriormente
```

```
      N_pessoa=N_pessoa+1;
```

```
      cor_p=cores_ELM(N_pessoa,:);
```

```
      pessoa=ELMpessoa;
```

```
    end
```

```
    if Indices_ELM(i,3)==1 % amostra do joelho direito
```

```
      switch round(Indices_ELM(i,2))
```

```
        case 1
```

```
scatter(Indices_ELM(i,4),Indices_ELM(i,5),100,'filled','o','MarkerFaceColor',cor_p)
case {2,3}
    scatter(Indices_ELM(i,4),Indices_ELM(i,5),100,'filled','s','MarkerFaceColor',cor_p)
case 4
    scatter(Indices_ELM(i,4),Indices_ELM(i,5),100,'filled','d','MarkerFaceColor',cor_p)
case 5
    scatter(Indices_ELM(i,4),Indices_ELM(i,5),100,'filled','p','MarkerFaceColor',cor_p)
case 6
    scatter(Indices_ELM(i,4),Indices_ELM(i,5),100,'filled','h','MarkerFaceColor',cor_p)
end

else %amostra do joelho esquerdo
    switch round(Indices_ELM(i,2))
        case 1
            scatter(Indices_ELM(i,4),Indices_ELM(i,5),100,'o','MarkerEdgeColor',cor_p,'LineWidth',2)
        case {2,3}
            scatter(Indices_ELM(i,4),Indices_ELM(i,5),100,'s','MarkerEdgeColor',cor_p,'LineWidth',2)
        case 4
            scatter(Indices_ELM(i,4),Indices_ELM(i,5),100,'d','MarkerEdgeColor',cor_p,'LineWidth',2)
        case 5
            scatter(Indices_ELM(i,4),Indices_ELM(i,5),100,'p','MarkerEdgeColor',cor_p,'LineWidth',2)
        case 6
            scatter(Indices_ELM(i,4),Indices_ELM(i,5),100,'h','MarkerEdgeColor',cor_p,'LineWidth',2)
    end
end
end
```



## ANEXO AA: Módulos dos vetores e distâncias dos indivíduos lesionados aos valores ideais

Tabela A.14 – Módulos dos vetores e distâncias dos indivíduos lesionados aos valores ideais, dos índices do eixo das ordenadas em função do  $IS_{RN}$

Indivíduos lesionados femininos																
Nº Indivíduo	Velocidade	Joelho	Índices			Vetor $GVS_{ELM}$			Vetor $I_{Global}$ (ELM)							
			$IS_{RN}$	$GVS_{ELM}$	$I_{Global}$ (ELM)	Módulo	Estado	$D_{ideal}$	Módulo	Estado	$D_{ideal}$					
1	1,3	D	-0,02	13,38	0,42	13,38	Recuperado	91,28	0,42	Recuperado	6,81					
		E	-0,02	13,09	1,10	13,09			1,10							
	2,5	D	0,00	10,48	0,52	10,48			0,52							
		E	0,00	11,87	0,47	11,87			0,47							
	3,8	D	-0,03	3,85	0,62	3,85			0,62							
		E	-0,03	3,20	0,65	3,20			0,65							
	4,9	D	-0,08	2,59	0,74	2,59			0,74							
		E	-0,08	4,33	0,67	4,33			0,67							
	5,6	D	-0,18	1,18	0,76	1,19			0,78							
		E	-0,18	27,29	0,81	27,29			0,83							
	Indivíduos lesionados masculinos															
	Nº Indivíduo	Velocidade	Joelho	Índices					Vetor $GVS_{ELM}$			Vetor $I_{Global}$ (ELM)				
$IS_{RN}$				$GVS_{ELM}$	$I_{Global}$ (ELM)	Módulo	Estado	$D_{ideal}$	Módulo	Estado	$D_{ideal}$					
1	1,3	D	-0,19	21,13	0,48	21,13	Lesionado	99,11	0,52	Lesionado	9,50					
		E	-0,19	4,21	0,67	4,21			0,70							
	2,7	D	-0,13	73,76	1,89	73,76			1,89							
		E	-0,13	15,99	0,65	15,99			0,66							
	3,9	D	-0,10	38,02	0,41	38,02			0,42							
		E	-0,10	17,00	0,77	17,00			0,78							
	5,3	D	-0,14	12,53	0,91	12,53			0,92							
		E	-0,14	42,40	1,56	42,40			1,57							
	5,6	D	-0,13	11,52	1,72	11,52			1,72							
		E	-0,13	48,53	3,10	48,53			3,10							
	2	1,4	D	0,00	50,74	0,63			50,74			Recuperado	298,73	0,63	Lesionado	4,08
			E	0,00	54,41	0,56			54,41					0,56		
2,7		D	0,00	18,86	0,58	18,86	0,58									
		E	0,00	16,96	0,62	16,96	0,62									
4,1		D	-0,06	4,43	0,74	4,43	0,74									
		E	-0,06	23,98	0,70	23,98	0,70									
5,4		D	-0,11	8,48	0,74	8,48	0,75									
		E	-0,11	40,52	0,75	40,52	0,76									
5,6		D	-0,15	12,20	1,05	12,20	1,06									
		E	-0,15	68,15	3,02	68,15	3,02									
3		1,3	D	-0,05												
			E	-0,05												
	2,5	D	-0,22													
		E	-0,22													

	3,8	D	-0,13													
		E	-0,13													
	5,0	D	-0,08													
		E	-0,08													
	5,6	D	-0,08													
		E	-0,08													
4	1,3	D	-0,12	53,48	0,70	53,48	Lesionado	209,36	0,71	Lesionado	9,19					
		E	-0,12	119,82	1,44	119,8			1,45							
	2,7	D	-0,15	8,10	0,74	8,10			0,75							
		E	-0,15	52,13	1,59	52,13			1,60							
	4,1	D	-0,02	20,37	0,42	20,37			0,42							
		E	-0,02	36,36	1,15	36,36			1,15							
	5,4	D	-0,08	17,73	0,42	17,73			0,43							
		E	-0,08	49,37	1,03	49,37			1,03							
	5,6	D	-0,10	31,33	0,54	31,33			0,55							
		E	-0,10	89,54	3,96	89,54			3,96							
	5	1,3	D	-0,02	53,18	0,80			53,18			Recuperado	261,12	0,80	Lesionado	2,24
			E	-0,02	59,81	0,82			59,81					0,82		
2,6		D	-0,04	16,17	0,98	16,17	0,98									
		E	-0,04	26,66	0,69	26,66	0,69									
4,0		D	-0,06	9,45	1,26	9,45	1,26									
		E	-0,06	23,58	0,75	23,58	0,75									
5,2		D	-0,09	7,45	0,77	7,45	0,78									
		E	-0,09	24,28	0,52	24,28	0,53									
5,6		D	0,04	22,84	0,42	22,84	0,42									
		E	0,04	17,70	0,71	17,70	0,71									
6		1,4	D	-0,14												
			E	-0,14												
	2,7	D	-0,15													
		E	-0,15													
	4,1	D	-0,26													
		E	-0,26													
5,5	D	-0,16														
	E	-0,16														
7	1,4	D	-0,08	27,96	0,67	27,96	Recuperado	259,27	0,68	Lesionado	13,81					
		E	-0,08	38,65	0,91	38,65			0,91							
	2,7	D	-0,07	21,59	2,55	21,59			2,55							
		E	-0,07	31,87	1,47	31,87			1,47							
	4,1	D	-0,07	19,31	2,48	19,31			2,48							
		E	-0,07	19,26	0,84	19,26			0,84							
	5,4	D	-0,11	17,58	1,30	17,58			1,30							
		E	-0,11	32,40	1,07	32,40			1,08							
	5,6	D	-0,11	17,48	2,81	17,48			2,81							
		E	-0,11	33,17	2,11	33,17			2,11							
	8	1,4	D	0,08	29,05	0,34			29,05			Recuperado	161,97	0,35	Lesionado	2,86
			E	0,08	14,32	1,12			14,32					1,12		
2,7		D	0,03	9,65	0,30	9,65	0,30									
		E	0,03	6,47	0,50	6,47	0,50									
4,1		D	-0,01	5,24	0,56	5,24	0,56									
		E	-0,01	6,48	0,54	6,48	0,54									
5,4		D	-0,03	12,37	0,44	12,37	0,44									
		E	-0,03	18,83	0,43	18,83	0,43									
5,6		D	-0,05	22,03	0,42	22,03	0,42									
		E	-0,05	37,53	1,74	37,53	1,74									
9		1,3	D	0,00												
			E	0,00												
	2,5	D	-0,04													
		E	-0,04													
	3,7	D	-0,03													
		E	-0,03													

	4,8	D	0,02								
		E	0,02								
	5,6	D	0,13								
		E	0,13								
10	1,3	D	0,00	23,92	0,46	23,92	Recuperado	146,13	0,46	Lesionado	3,50
		E	0,00	53,05	1,14	53,05			1,14		
	2,5	D	0,03	6,44	0,56	6,44			0,56		
		E	0,03	13,91	0,64	13,91			0,64		
	3,7	D	0,02	5,63	0,79	5,63			0,79		
		E	0,02	6,59	0,70	6,59			0,70		
	4,9	D	0,03	6,43	0,85	6,43			0,85		
		E	0,03	10,45	1,06	10,45			1,06		
	5,6	D	0,01	7,17	1,30	7,17			1,30		
		E	0,01	12,54	0,60	12,54			0,60		

(Nota: os valores das células, Tabela A.14 assinalados a cinzento, não foram calculados, devido a correspondem aos resultados obtidos com base em CAPSJs de ELM não fiáveis)

Tabela A.15 – Módulos dos vetores e distâncias dos indivíduos lesionados aos valores ideais, dos índices do eixo das ordenadas em função do  $DTW_{RN}$

Indivíduos lesionados femininos											
Nº Indivíduo	Velocidade	Joelho	Índices			Vetor $GVS_{ELM}$			Vetor $I_{Global}$ (ELM)		
			$DTW_{RN}$	$GVS_{ELM}$	$I_{Global}$ (ELM)	Módulo	Estado	$D_{ideal}$	Módulo	Estado	$D_{ideal}$
1	1,3	D	0,39	13,38	0,42	13,39	Recuperado	92,73	0,57	Recuperado	11,25
		E	0,39	13,09	1,10	13,10			1,17		
	2,5	D	0,69	10,48	0,52	10,50			0,86		
		E	0,69	11,87	0,47	11,89			0,83		
	3,8	D	0,43	3,85	0,62	3,87			0,75		
		E	0,43	3,20	0,65	3,23			0,78		
	4,9	D	0,70	2,59	0,74	2,68			1,02		
		E	0,70	4,33	0,67	4,39			0,97		
	5,6	D	1,99	1,18	0,76	2,32			2,13		
		E	1,99	27,29	0,81	27,36			2,15		
Indivíduos lesionados masculinos											
Nº Indivíduo	Velocidade	Joelho	Índices			Vetor $GVS_{ELM}$			Vetor $I_{Global}$ (ELM)		
			$DTW_{RN}$	$GVS_{ELM}$	$I_{Global}$ (ELM)	Módulo	Estado	$D_{ideal}$	Módulo	Estado	$D_{ideal}$
1	1,3	D	2,12	21,13	0,48	21,24	Lesionado	73,80	2,18	Lesionado	12,08
		E	2,12	4,21	0,67	4,71			2,23		
	2,7	D	2,43	73,76	1,89	73,80			3,08		
		E	2,43	15,99	0,65	16,17			2,52		
	3,9	D	2,07	38,02	0,41	38,08			2,11		
		E	2,07	17,00	0,77	17,13			2,21		
	5,3	D	2,14	12,53	0,91	12,71			2,32		
		E	2,14	42,40	1,56	42,45			2,65		

5,6	D	2,02	11,52	1,72	11,70			2,66								
	E	2,02	48,53	3,10	48,57			3,70								
2	1,4	D	0,51	50,74	0,63	50,74	Recuperado	299,22	0,81	Lesionado	5,95					
		E	0,51	54,41	0,56	54,41			0,75							
	2,7	D	0,56	18,86	0,58	18,87			0,81							
		E	0,56	16,96	0,62	16,97			0,84							
	4,1	D	0,97	4,43	0,74	4,53			1,22							
		E	0,97	23,98	0,70	24,00			1,19							
	5,4	D	1,39	8,48	0,74	8,59			1,58							
		E	1,39	40,52	0,75	40,54			1,58							
	5,6	D	2,04	12,20	1,05	12,37			2,30							
		E	2,04	68,15	3,02	68,18			3,65							
	3	1,3	D	1,04												
			E	1,04												
2,5		D	1,82													
		E	1,82													
3,8		D	0,90													
		E	0,90													
5,0		D	0,80													
		E	0,80													
5,6		D	0,45													
		E	0,45													
4		1,3	D	0,91	53,48	0,70	53,49	Lesionado	209,37	1,15	Lesionado					10,61
			E	0,91	119,82	1,44	119,82			1,70						
	2,7	D	1,31	8,10	0,74	8,20	1,50									
		E	1,31	52,13	1,59	52,15	2,06									
	4,1	D	0,43	20,37	0,42	20,37	0,60									
		E	0,43	36,36	1,15	36,36	1,23									
	5,4	D	1,02	17,73	0,42	17,76	1,11									
		E	1,02	49,37	1,03	49,38	1,45									
	5,6	D	1,29	31,33	0,54	31,36	1,40									
		E	1,29	89,54	3,96	89,55	4,17									
	5	1,3	D	0,34	53,18	0,80	53,18			Recuperado		261,76	0,87	Lesionado	3,89	
			E	0,34	59,81	0,82	59,81						0,89			
2,6		D	1,44	16,17	0,98	16,23	1,75									
		E	1,44	26,66	0,69	26,70	1,60									
4,0		D	1,74	9,45	1,26	9,61	2,15									
		E	1,74	23,58	0,75	23,64	1,90									
5,2		D	1,57	7,45	0,77	7,61	1,75									
		E	1,57	24,28	0,52	24,33	1,65									
5,6		D	1,38	22,84	0,42	22,88	1,45									
		E	1,38	17,70	0,71	17,75	1,56									
6		1,4	D	1,71												
			E	1,71												
	2,7	D	1,99													
		E	1,99													
	4,1	D	2,10													
		E	2,10													
	5,5	D	1,09													
		E	1,09													
	7	1,4	D	1,09	27,96	0,67	27,98			Recuperado		259,41		1,28	Lesionado	14,96
			E	1,09	38,65	0,91	38,67							1,42		
		2,7	D	0,62	21,59	2,55	21,60							2,62		
			E	0,62	31,87	1,47	31,88							1,59		
4,1		D	0,74	19,31	2,48	19,32	2,59									
		E	0,74	19,26	0,84	19,27	1,12									
5,4		D	0,91	17,58	1,30	17,60	1,59									
		E	0,91	32,40	1,07	32,41	1,40									
5,6		D	0,78	17,48	2,81	17,50	2,92									

		E	0,78	33,17	2,11	33,18			2,25		
8	1,4	D	1,08	29,05	0,34	29,07	Recuperado	162,23	1,14	Lesionado	1,80
		E	1,08	14,32	1,12	14,36			1,56		
	2,7	D	0,88	9,65	0,30	9,69			0,93		
		E	0,88	6,47	0,50	6,53			1,01		
	4,1	D	0,66	5,24	0,56	5,28			0,87		
		E	0,66	6,48	0,54	6,51			0,85		
	5,4	D	0,55	12,37	0,44	12,38			0,71		
		E	0,55	18,83	0,43	18,84			0,70		
5,6	D	0,46	22,03	0,42	22,03	0,63					
	E	0,46	37,53	1,74	37,53	1,80					
9	1,3	D	0,21				Recuperado			Lesionado	
		E	0,21								
	2,5	D	0,57								
		E	0,57								
	3,7	D	0,63								
		E	0,63								
	4,8	D	0,65								
		E	0,65								
5,6	D	0,82									
	E	0,82									
10	1,3	D	1,40	23,92	0,46	23,96	Recuperado	146,49	1,48	Lesionado	4,53
		E	1,40	53,05	1,14	53,07			1,81		
	2,5	D	1,08	6,44	0,56	6,53			1,21		
		E	1,08	13,91	0,64	13,95			1,25		
	3,7	D	0,59	5,63	0,79	5,66			0,99		
		E	0,59	6,59	0,70	6,62			0,92		
	4,9	D	0,71	6,43	0,85	6,47			1,11		
		E	0,71	10,45	1,06	10,47			1,28		
5,6	D	0,64	7,17	1,30	7,20	1,45					
	E	0,64	12,54	0,60	12,56	0,88					

(Nota: os valores das células, Tabela A.15 assinalados a cinzento, não foram calculados, devido a correspondem aos resultados obtidos com base em CAPSJs de ELM não fiáveis)

## ANEXO AB: Artigo – *New gait index for anterior cruciate ligament reconstruction rehabilitation*

> REPLACE THIS LINE WITH YOUR PAPER IDENTIFICATION NUMBER (DOUBLE-CLICK HERE TO EDIT) < 1

# New gait index for anterior cruciate ligament reconstruction rehabilitation

Alexandra Vieira <sup>(1)</sup>, João P. Ferreira <sup>(1,2)</sup>, Paulo A. Ferreira <sup>(2)</sup>, Manuel Crisóstomo <sup>(2)</sup>, A. Paulo Coimbra <sup>(2)</sup>, *Member, IEEE*

<sup>(1)</sup> Dept. of Electrical Eng., Superior Institute of Eng. of Coimbra, Portugal

<sup>(2)</sup> Inst. of Systems and Robotics, Dept. of Electrical and Computer Eng., Univ. of Coimbra, Portugal

**Abstract** The treatment of the rupture of the anterior cruciate ligament involves a surgical reconstruction followed by a rehabilitation process. In the rehabilitation process the physiotherapist analyzes the patients' gait, where it is used gait analysis technologies such as gait index. In this paper it was made the comparison between two indexes: the Gait Variable Score (GVS), presented in literature, and the Global Index ( $G_{Index}$ ), developed in the work presented in this paper. The GVS and the  $G_{Index}$  are gait indexes able to indicate the gait pathology severity and the gait speed with more limitations. The GVS and the  $G_{Index}$  were used to classify the gait pathology severity of patients who suffer surgical knee reconstruction. In the classifications, the indexes used the patients' curves, the curves generated by the Extreme Learning Machine (ELM) and the knee curves of individuals with healthy gait. After the index classification, the patients' results were ordered in ascending order of gait pathology severity. The GVS classified 5 patients as recovered and 2 as not recovered. The  $G_{Index}$  classified the 7 patients as not recovered. The  $G_{Index}$  detect more gait limitations than the GVS due to take into consideration a higher number of parameters. The  $G_{Index}$  can be a useful tool for the medical team in: gait severity analysis, identifications of the gait speed with more limitations and evaluation of the risk of future arthroses.

**Index Terms**— ANN, Anterior cruciate ligament reconstruction, ELM, Gait index, Gait pathology's severity, GDI, GGI, GPS, GVS, Human gait rehabilitation, Knee joint curve, Ligamentoplasty, MAP, MSVR

## 1. INTRODUCTION

THE analysis of the knee curve profile can be used to detect and recognize a pathological knee pattern [1].

This analysis can be divided in two phases: comparison of the person's knee curve profile with the profile of a reference healthy knee curve and classification of the pathology's severity.

Ordinarily the rehabilitation physician uses a standard knee curve of the literature to compare with the person's curve; however this curve is the same for all persons and all tests of speed. The comparison of the knee curves can be improved, for each individual, taking into account the different characteristics that affect the human gait (gender, age, weight, height and test gait speed) [2]. Such can be done using Computational Intelligence Techniques (CITs) to generate the reference healthy knee curve for each person

Manuscript received on ... This work was supported by the FCT and project "ProjB-Diagnosis and Assisted Mobility - Centro-07-ST24-FEDER- 002028" with FEDER funding, programs QREN and COMPETE.

Alexandra Vieira and João P. Ferreira are with the Institute Superior of Engineering of Coimbra, Quinta da Nora, 3030-199 Coimbra, Portugal (email: alexandra.vieira.eb@gmail.com, ferreira@mail.isec.pt)

Paulo A. Ferreira, A. Paulo Coimbra and Manuel M. Crisóstomo are with the Institute of Systems and Robotics, Electrical and Computer Engineering Department of University of Coimbra, 3030-290 Coimbra, Portugal (e-mail: paferr@gmail.com, acoimbra@deec.uc.pt, mcris@isr.uc.pt).

[3]. The Artificial Neural Network (ANN), the ELM and the Multi-output Support Vector Regression (MSVR) are three CITs that can be used to generate the knee curves.

The ANN topography are constituted by an input layer and an output layer connected through one or more hidden layers [3], each one composed by several neurons [4].

The ELM, proposed by Huang [5], consists in a single-hidden layer feedforward network (SLFN) [6] with a more efficient learning algorithm [7].

The MSVR algorithm, proposed by Pérez-Cruz [8] is a generalization of the support vector machine (SVR) with the objective of solving multi-output regression problems [9].

The knee curve provided by the CIT with the best generation results can be compared with the real knee person curve to get specific gait analysis for this person.

The severity of the gait pathology can be quantified through gait indexes, which are determined by results of multivariate statistic methods.

The gait index with major clinical acceptance is the Gillette Gait Index (GGI) [10], [11], [12], which measures the difference between the knee curve of the person and the mean knee curve of the people with healthy gait, i.e. the reference knee curve. The GGI presents some limitations, such as: necessity of about 40 normal people's data, dependence of the reference data diversity, complex calculation with results of difficult interpretation, units without physical meaning, and parameters developed only

taking in account data from children with cerebral palsy [12]. The Gait Deviation Index (GDI) was developed to overcome the GGI limitations and replace it [11].

The GDI has a high capacity, once its parameters are developed taking in account persons with different pathologies. The GDI presents more complex calculations than the GGI [12], can only be used to analyze known variables and needs a preliminary data analysis [11].

The Gait Profile Score (GPS) is identical to the GDI, with an easy form of calculation [12]. The GPS results of the Root Mean Square (RMS) of  $N$  kinematics variables [13]:

$$GPS=(1/N) \sum_{i=1}^N(GVS_i)^2 \quad (1)$$

Each kinematic variable is named as GVS and results of the RMS of a single variable [13]:

$$GVS_i=(1/T) \sum_{t=1}^T (x_{i,t}-\bar{x}^{ref}_{i,t})^2 \quad (2)$$

Where  $T$  is the number of gait cycle divisions,  $x_{i,t}$  is the value of  $i$  variable in point  $t$  of the real knee curve, and  $\bar{x}^{ref}_{i,t}$  is the mean value of  $i$  variable in point  $t$  of the reference knee curve [13].

The GPS can be used with the Movement Analysis Profile (MAP) which represent the intensities of the  $N$  GVS and indicate the GVS responsible for the high GPS value [11], [13], [14], [15], [16]. The GPS results have the same units of the kinematic variables [11] and are proportional to the person pathology, i.e. as higher the GPS result worse the pathology severity [13].

In this work it was developed a  $G_{index}$  able to indicate the knee pathology severity. The  $G_{index}$  results were compared with the GVS results through the knee's patient analysis who were submitted to a ligamentoplasty. The comparison of the two index aims to select the best for gait human analysis.

The rest of this manuscript is organized as following: in section II, it is described the system used for data collection; in section II, it is presented the characteristics of the volunteers participated in the data collection; in section IV, it is described a study of three CITs and the selected CIT for generation of human knee curve, used in this work; in section V, it is presented the method developed in this work to analysis the knee angles curves of the sagittal plane. In section VI it is presented the results of this work and their discussion. The conclusions and the suggestions for future work are presented in section VII.

## II. SYSTEM USED FOR DATA COLLECTION

The data used in this study was collected by a gait analysis system which is constituted by: a treadmill, two cameras aligned with the treadmill and passive marks with a color that contract with the ambient. The cameras position allows to cover each side of the walking person.

Several passive marks were positioned on joints, of both sides of the walking person: shoulder, elbow, wrist, leg,

knee, ankle, heel, fingers toes, and pelvis. After the placement of the passive marks, it is measured the distance between them.

Before the beginning of the test it is realized the pelvis calibration followed by pelvis mark removal. This mark is removed because during the gait test, the arm and the hand of the walking person can hide it.

During the gait test (Fig.1), treadmill speeds' can be selected in function of each person clinical case.



Fig. 1. Right side of the walking person during the gait test [17]

From the recorded data, this study only analyzes the data of the knees joints.

## III. DATA ACQUISITION

The gait analysis system described on section II was used to collect data from 11 male's volunteers without gait pathologies or limitations.

The volunteers had different physical characteristics (age, weight and height) and made an average of 5 gait tests, one for each of the following average speed values:  $0.28m.s^{-1}$ ,  $0.67m.s^{-1}$ ,  $1.03m.s^{-1}$ ,  $1.33m.s^{-1}$  and  $1.53m.s^{-1}$ . These physical characteristics and the test speed are parameters that affecting the gait profile.

In Table I is represented the physical characteristics intervals, the mean and the standard deviation of the volunteers.

TABLE I  
PARAMETERS INTERVALS OF VOLUNTERS MEN

	Minimum	Maximum	Mean	Standard Deviation
Height (m)	1.69	1.90	1.78	0.07
Age (years)	19	55	35.18	13.14
Weight (kg)	58	120	81.18	18.71

From these volunteers, the data of 9 men were used to train the TICs. The data of the others 2 men were used to calculate the gait indexes of volunteers used as reference and basis of comparison for healthy people. Once the TICs don't learn with the test's data, this data also were used to calculate the reference gait indexes.

The gait analysis system descripts section II also was used to collect data from 10 patients of the male gender, who were subjected to ligentoplasty (surgical reconstruction) about four years ago, after suffering a rupture of the anterior cruciate ligament of the knee. Each patient also made an average of five gait test for the same test speeds of the healthy volunteers.

In Table III is represented the physical characteristics intervals, the mean and the standard deviation of the patients.

TABLE II  
PARAMETERS INTERVALS OF MALE PATIENTS

	Minimum	Maximum	Mean	Standard Deviation
Height (m)	1.69	1.89	1.79	0.06
Age (years)	20	38	30.10	5.36
Weight (kg)	74	111	86.30	11.55

The male patient's characteristics presented in Table II are within the range of the healthy volunteers characteristics (Table I). So the patients' data can be compared, on one hand, with the curves generated by the selected TIC, which only can generate accurate curves for input characteristics within the known range; and on the other hand, with the reference gait indexes obtained of the healthy volunteers.

#### IV. COMPUTATIONAL INTELLIGENCE TECHNIQUES

As described in A. Vieira *et al.* [17] the collected data of the male healthy volunteers were used to train and test different TICs.

After processing the collected data of the 11 male healthy volunteers, the data was used to train and test three TICs: ANN, ELM and MSVR, each one able to generate the angles' knees curves for one person with unknown input characteristics. It was trained and tested several ANNs, ELMs and MSVRs, with the objective of find the best TIC which has the better statistical results (test's MSE and test's R) and can generate knee curves with correct profiles. All TICs were trained and tested with the same samples of train and test; therefore the test's results could be compared.

In each TIC's train are tested different variables values that changed the TIC's performance.

For male gender the TIC with lower value of test's MSE, higher test's R and better knee curves generation for an unknown man is the ELM. This male ELM has the following test's statistical results: MSE - 0.11rad and R - 98.74%. In Fig. 2 is represented the knee curves generated by ELM for one man with the following characteristics, unknown in the ELM train: height - 1.80m, age - 33 years old, and weight - 80kg. For this man the ELM generate five knee curves for five test speeds:  $0.28\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ,  $0.67\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ,  $1.03\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ,  $1.33\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  and  $1.53\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ . In Fig.2 also is represented the reference knee curve (RKC) for healthy persons presented by literature.

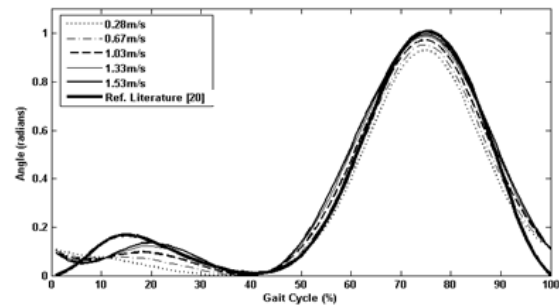


Fig. 2. Knee curves five different test speeds, generated by male ELM for the unknown man and RKC [17]

The knee curves generated by the selected male ELM (Fig.2) present the profile, the behavior and the accuracy expected when compared with the knee curves of the volunteers: a curve composed by two waves, one greater than the other; the maximum of the wave increases with increasing of the test speed; and knee angles with values close to those of the volunteers with similar features of the unknown man. Although the RKC and the generated curve have identical values, the comparison with ELM curves is more personalized once this is taken into account with the test speed.

#### V. ANALYSIS OF KNEE ANGLES CURVES OF THE SAGITTAL PLANE

It was developed software able to compare the real persons' knee curve with the reference knee curve generated by the ELM for this person, and classify his gait pathology severity.

The developed software is composed by three parts, as represented in Fig.3: A. Calculation of the knee curve indexes; B. Calculation of the global index ( $G_{\text{Index}}$ ) and the GVS; and C. Distance between calculated and ideal indexes.

Part (A.) starts with the parameters of the selected male ELM, described in chapter IV; person's data, constituted by physical characteristics and the test speed; and real person's knee curves acquired by the system described in chapter II and processed by de programs described in the reference [17].



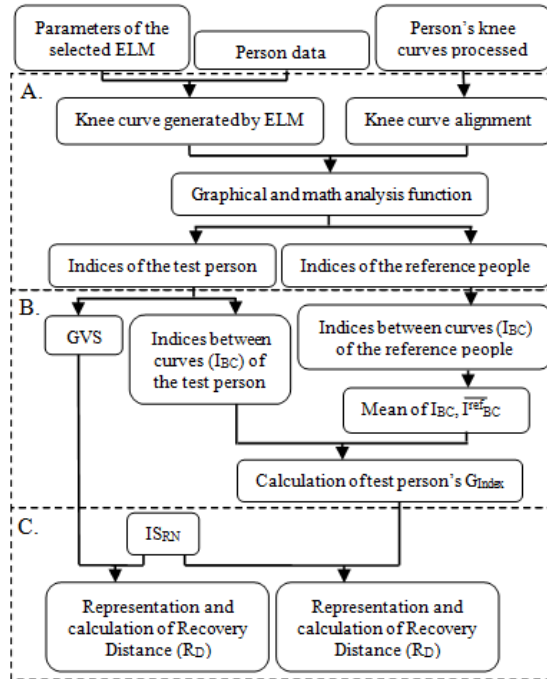


Fig. 3. Flowchart of the developed software

#### A. Calculation of the knee curve indexes

In this part (A.) the person's knee curves are aligned in function of the knee, right knee curves are aligned at 75% left knee curves are aligned at 25% of gait cycle. Using the selected ELM and the person's data it is generated the knee curves for each person. Posteriorly, it is compared the person's real curve and the generated curve, and calculated the curves' indexes for test people and for the reference people. It was obtained 7 indexes for each curve ( $I_C$ ), and 4 indexes which compared the real curve with the reference curve ( $I_{BC}$ ).

The 7  $I_C$ s calculated and ordinarily used by [18], [19], [20] and the 4  $I_{BC}$ s calculated are indicated and described in Table III.

TABLE III  
CURVES' INDEXES:  $I_C$  AND  $I_{BC}$

$I_C$	Definition
$A_{0-50}$	Area under the knee curve between 0-50% of gait cycle.
$A_{50-100}$	Area under the knee curve between 50-100% of gait cycle.
$Amp_{0-50}$	Maximum amplitude between 0-50% of gait cycle.
$Amp_{50-100}$	Maximum amplitude between 50-100% of gait cycle.
PSD	Power spectral density, which represents the Discrete Founier Transformer (DFT) area of the curve.
$D_{area}$	Derivative area of the knee curve in function of the knee curve.
$D_{center}$	Center of the derivative knee curve in function of the knee curve.
$I_{BC}$	Definition
SI	Symmetry index, which measures the angle between x-

$R^2$	axis and linear regression line [21]. Where x-axis represents the reference curve and y-axis represents the real curve. SI=45° means that the real and the reference curves are equals. SI≠45° can indicate limitation in the gait. Coefficient of determination of the regression between real and reference curves.
DTW	The Dynamic Time Warping measures the similarity between real and reference curves, at level of time and velocity. The DTW allowing similar shapes to match even if they are out of phase in the gait cycle axis. DTW=0 indicates that the two curves are equals [22].
GVS	As described in chapter I, GVS is the RMS of one kinematic gait variable, in this case the knee.

#### B. Calculation of the $I_{Global}$ and the GVS

Part (B.) starts with the calculation of the difference between the  $I_{CS}$  of the real curve and the  $I_{CS}$  of the curve generated by the ELM, as presented in (3).

$$I_{BC} = |(I_{C}^{real})_i - (I_{C}^{ELM})_i| \quad (3)$$

Where  $i$  represents each  $I_C$  of Table III. The results of the equation (3) are denominated as  $I_{BC}$ . These indexes are calculated for the test persons (patients) and for the reference people (the healthy men).

The reference people  $I_{BC}$  were used to calculate the mean value of each  $I_{BC}$ ,  $\overline{I_{BC}^{ref}}$ , in function of the knee and the test speed, which healthy people present.

After, the test person's  $I_{BC}$  and the  $\overline{I_{BC}^{ref}}$  were used to calculate the value of variable  $x_i$ . The  $x_i$  value is obtained through the equation (4).

$$x_i = (I_{BCi} - \overline{I_{BCi}^{ref}}) / (\overline{I_{BCi}^{ref}}) = (I_{BCi} / \overline{I_{BCi}^{ref}}) - 1 \quad (4)$$

Where  $i$  represents each one of the 10  $I_{BC}$ , the 7  $I_{BC}$ s calculated through the  $I_{CS}$  and the 3  $I_{BC}$ s calculated in part (A.) (SI, DTW and GVS). The normalization presented in equation (4) allows that all  $I_{BC}$ s have the same weight in the calculation of the Global Index,  $G_{Index}$ .

The  $R^2$  wasn't used to calculate the  $G_{Index}$ , this value is used to indicate if the  $G_{Index}$  result is viable or not. There isn't an exact threshold for  $R$ , but if  $R < 90\%$ , the  $G_{Index}$  result can be considered not viable. The results occur due to problems in data collection or low generation capacity of the ELM.

The  $G_{Index}$ , developed in this work, indicates the pathology severity in function of the knee and of the gait speed. The  $G_{Index}$  is calculated taking in account the 10  $x_i$  previously obtained for the test person, through the following equation:

$$G_{Index} = ((1/10) \sum_{i=1}^{10} x_i^2)^{(1/2)} \quad (5)$$

The value  $G_{Index}$  can be equal or higher than zero. The level pathology severity increases with the deviation of the  $G_{Index}$  of the value zero. The  $G_{Index}$  compare the test person's indexes with expected indexes for him, generated by the ELM, and with the indexes presented by the healthy people.

### C. Distance between calculated and ideal indexes

Ideally the right and the left knee must describe the same movement (where  $IS=45^\circ$ ) however this doesn't occurs due to the persons dominant leg [23]. Until recovery, the patient can use the same dominant leg or, temporarily, use the other leg as dominant to protect the injured knee. This fact makes the study of the SI between the right and left real knee curves important to consider on this work. The SI was calculated in function of test speed, for the patients and for the healthy people. In SI calculation the right knee curve is represented in x-axis and the left knee curve is represented in y-axis.

Average the reference people present a SI of  $44.10 \pm 3.41^\circ$ . This result indicates the reference people use the right knee as dominant, as informed by the people themselves. The standard deviation value obtained is within the values presented for healthy people [24], [25].

The GVS and the  $G_{Index}$  are represented in function of the real SI normalized ( $SI_N$ ). The  $SI_N$  is obtain through equation (6) and indicates how much the person's knee symmetry deviates of the ideal SI. The  $SI_N$  also indicates the dominant knee, if  $SI_N > 45^\circ$  left knee is dominant, if  $SI_N < 45^\circ$  right knee is dominant.

$$SI_N = (SI_{real} - 45) / 45 \quad (6)$$

The graphic representation of GVS and  $G_{Index}$  in function of  $SI_N$  aims to help the results analysis and classification as normal or pathological. The graphic classification is obtained through the plot of a reference area, where the results within the area are classified as normal and outside as pathological. In the pathological case the severity increases with the distance of the reference area.

The x-axis limits of the reference area are the higher absolute value obtained with equation (6) for the reference people ( $SI_N=0.1778$ ), where the negative limit has a negative value and the positive limit has a positive value. For the representations of the GVS and the  $G_{Index}$ , the minimum y-axis of the reference area is zero and the maximum is the highest value obtained for each index in the reference people. Obtained GVS was 69.59 and  $G_{Index}$  was 0.97. The limits of the reference area are the higher deviation obtained in the reference people.

After the graphic representation and classification of the patients it was calculated the recovery distance ( $R_d$ ) which indicated the distance between the patient index and the ideal index. The ideal index is represented in the graphic origin. The  $R_d$  was used to make a comparative analysis, on one hand, between the recovered patients, and on the other hand, between the not recovered patients.

The first step for obtain the  $R_d$  is the calculation of the vector's module, between the ideal index and the patient index, for each knee and for each test speed.

For the patients classified as recovered, the  $R_d$  is the sum of vector's magnitude of each patient. For the not recovered patients the  $R_d$  only results from the sum of vector's magnitude of the points represented outside the reference

area, which are the indexes with more importance in the patient recovery.

The  $R_d$  value increases with the ideal distance.

## VI. RESULTS AND DISCUSSION

In Fig.4 and in Fig.5 are represented the graphics with GVS and  $G_{Index}$  results of the patients, respectively, in function of the  $SI_N$ . In the graphics, only are represented the results for the patients for who the ELM could generate accurate knee curves. Regarding graphics symbols: each color represents a patient, named in legend by 'P'; each symbol represents a gait speed, where S1, S2, S3, S4, S5 match to the following velocities 1.3, 2.8, 3.8, 4.8, 4.6 km.h<sup>-1</sup>, respectively; and the right knee ('R') is represented by a filled symbol and the left knee ('L') by an unfilled symbol.

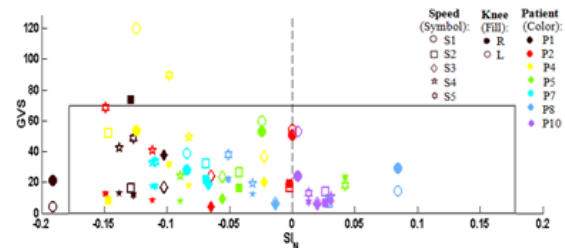


Fig. 4. GVS results of patients in function of  $SI_N$

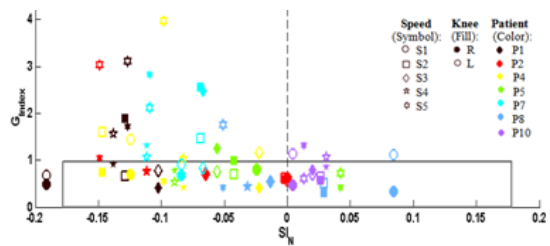


Fig. 5.  $G_{Index}$  results of patients in function of  $SI_N$

The visual analysis of the patients during the data collection on the treadmill indicated that all the patients have a normal gait. However the results represented in Fig.4 and in Fig.5 show the existence of limitations in the patients' gait.

Some years, after the ligamentoplasty, is possible that the patients are still not recovered, as the patients of article [26] who still present limitations in gait two years after the ligamentoplasty.

The  $SI_N$  results present the patient 1 as using, in excess, the right knee as dominant at S1.

Both GVS as  $G_{Index}$  can classify the pathology severity of the gait, specifying que gait speed and the knee that contribute for this classification. However they make different classification of patients' gait pathology.

In Table IV is presented the patients' knee subjected to the ligamentoplasty (in brackets is presented patient's knee with problems before suffering the rupture of the anterior

cruciate ligament of the knee) and the knee with limitations according GVS and  $G_{Index}$ .

**TABLE IV**  
PATIENTS' KNEE INJURED AND KNEE CLASSIFY AS INJURED BY GVS AND  $G_{INDEX}$

Patient	Injured knee	GVS	$G_{Index}$
P1	L	R	R and L
P2	R	---	R and L
P4	L (R)	L	L
P5	L	---	L
P7	L (R)	---	R and L
P8	R	---	L
P10	L	---	R and L

As presented in Table IV, the GVS classify 5 patients as recovered and 2 patients as not recovered. The  $G_{Index}$  classify the 7 patients as not recovered. These results show that the  $G_{Index}$  can detect more limitations, in gait, than GVS, once taking in account more indexes in his calculation.

The GVS and the  $G_{Index}$  indicate that some patients have limitations in the knee which wasn't subjected to the ligamentoplasty. This is possible if the patient used in excess the opposite knee with the objective to protect the injured knee. This excess of use of the opposite knee can cause limitations on it.

Table V presents the patients classified as recovered and not recovered, by GVS and by  $G_{Index}$ , and their  $R_d$ .

**TABLE V**  
 $R_d$  OF THE PATIENTS BASED IN GVS AND  $G_{INDEX}$ , IN FUNCTION OF THEIR GAIT STATE

Recovery patients	$R_d$	
	GVS	$G_{Index}$
P1	---	---
P2	298.73	---
P4	---	---
P5	261.12	---
P7	259.27	---
P8	161.97	---
P10	146.13	---

Not recovery patients	$R_d$	
	GVS	$G_{Index}$
P1	99.11	9.50
P2	---	4.08
P4	209.36	9.19
P5	---	2.24
P7	---	1.81
P8	---	2.86
P10	---	3.50

In Table VI is ordered in ascending order the  $R_d$  of the patients classified as recovered and as not recovered.

**TABLE VI**  
COMPARISON OF THE PATIENTS'  $R_d$ , GROUPED BY GAIT STATE

$R_d$ 's increasing of the recovery patients	
GVS	P10 < P8 < P7 < P5 < P2

$R_d$ 's increasing of the not recovery patients	
GVS	P1 < P4
$G_{Index}$	P5 < P8 < P10 < P2 < P4 < P1 < P7

Between the patients classified as recovered, P10 and P3 are the patients with results nearest and further of ideal values, respectively.

The Table VI shows that the two patients classified by GVS as not recovered are also classified as not recovered by  $G_{Index}$  with results further of the ideal. This result also prove that the  $G_{Index}$  realize a more detailed analysis.

## VII. CONCLUSIONS AND FUTURE WORK

The ligamentoplasty is a surgical reconstruction of the anterior cruciate ligament of the knee. It is followed by a gait rehabilitation process in which medical team use recognition technologies of normal and pathological gait patterns.

The pattern recognition could be realized through the comparison of the patient's knee curve, collected by a kinematic gait analysis system, and the knee curve generated by ELM. The comparison involves the calculation of gait indexes: the GVS, presented in literature, and the  $G_{Index}$ , developed in this work.

In this work the gait index was used to analyze 7 patients subjected to a ligamentoplasty. The GVS classified 5 patients as recovered and 2 as not recovered. The  $G_{Index}$  classified the 7 patients as not recovered. The ordination of the recovered and the not recovered patients allows to compare the patients' pathology severity of the gait. In ascending order of pathology severity, the GVS presents the recovered patients as P10 < P8 < P7 < P5 < P2; and the not recovered as P1 < P4. The  $G_{Index}$  organized the patients by the following ascending order: P5 < P8 < P10 < P2 < P4 < P1 < P7.

The high  $G_{Index}$  detection capacity of gait limitations, make it a useful tool in rehabilitation process. The physiotherapist can use the  $G_{Index}$  to know the patient's pathology severity of the gait and the gait speeds at which the pathology aggravate. This index also can be very useful for medical team, when counseling about the risk of arthroses.

In this work only was possible to realize a comparative analysis of the patients' pathology severity of the gait. However in future work it can be realized a medical analysis and strength tests to complement the conclusions of this work. With this information it can be realized an

&gt; REPLACE THIS LINE WITH YOUR PAPER IDENTIFICATION NUMBER (DOUBLE-CLICK HERE TO EDIT) &lt; 7

absolute classification of the patient's gait. The data of the absolute comparison can be, posteriorly, used to train and test a CIT able to indicate the patients' pathology severity of the gait. For the generation of this CIT it is also necessary to study the gait pathology of more patients.

In future work it also can be realized this study in female patients to see if the comparison between  $G_{\text{Index}}$  and GVS is similar to the results presented in this paper for male patients.

This work only study the knee joint however it is interesting to make the same study for all joints involved in human gait, so in the end it would be possible to indicate pathology severity of the gait and not only the pathology severity of the knee joint. In this future work it could be realized the comparison between the  $G_{\text{Index}}$  of all joints involved in human gait and the GPS.

#### ACKNOWLEDGMENT

This work has been supported by the FCT and project "ProjB-Diagnosis and Assisted Mobility - Centro-07-ST24-FEDER- 002028" with FEDER funding, programs QREN and COMPETE.

#### REFERENCES

- [1] A. Muro-de-la-Herran, B. Garcia-Zapirain, and A. Méndez-Zomilla, "Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications," *Sensors (Switzerland)*, vol. 14, no. 2, pp. 3362–3394, 2014.
- [2] Y. Yun, H.-C. Kim, S. Y. Shin, J. Lee, A. D. Deshpande, and C. Kim, "Statistical method for prediction of gait kinematics with Gaussian process regression," *J. Biomech.*, vol. 47, no. 1, pp. 186–92, 2014.
- [3] T. P. Luu, K. H. Low, X. Qu, H. B. Lim, and K. H. Hoon, "An individual-specific gait pattern prediction model based on generalized regression neural networks," *Gait Posture*, vol. 39, no. 1, pp. 443–8, 2014.
- [4] M. Hagan, Martin T., Demuth Howard B. & Beale, *Neural Network Design*. Unites States of America: PWS Publishing Company, 1996.
- [5] H. Yanwei, "Nonlinear Internal Model Control with Inverse Model Based on Extreme Learning Machine," no. 2010, 2011.
- [6] A. C. S. Oliveira, A. A. Souza, W. S. Lacerda, and L. R. Gonçalves, "Aplicação de redes neuronais artificiais na previsão da produção de álcool," *Ciênc. agrotec., Lavras*, vol. 34, pp. 279–284, 2010.
- [7] R. Finker, I. Campo, J. Echanobe, and V. Martinez, "An Intelligent Embedded System for Real-Time Adaptive Extreme Learning Machine Multiclass Classification," 2014.
- [8] F. Pérez-Cruz, G. Camps-Valls, and E. Soria-Olivas, "Multi-dimensional function approximation and regression estimation," *Icann*, pp. 757–762, 2002.
- [9] Y. Xu, X. Lv, and W. Xi, "A Weighted Multi-output Support Vector Regression and Its Application \* Multi-output Support Vector Regression," *J. Comput. Inf. Syst.*, vol. 8, no. 9, pp. 3807–3814, 2012.
- [10] M. H. Schwartz and A. Rozumalski, "The gait deviation index: A new comprehensive index of gait pathology," *Gait Posture*, vol. 28, no. 3, pp. 351–357, 2008.
- [11] R. Baker, J. L. McGinley, M. H. Schwartz, S. Beynon, A. Rozumalski, H. K. Graham, and O. Tirosh, "The Gait Profile Score and Movement Analysis Profile," *Gait Posture*, vol. 30, no. 3, pp. 265–269, 2009.
- [12] AMRMS [online] Available: <https://www.amrms.com/ssl/gcmas/2008Abstracts/01606380-CB3D-A71E-CE0CDF2188C91246.pdf>
- [13] C. Celletti, M. Galli, V. Cimolin, M. Castori, N. Tenore, G. Albertini, and F. Camerota, "Use of the Gait Profile Score for the evaluation of patients with joint hypermobility syndrome/Ehlers-Danlos syndrome hypermobility type," *Res. Dev. Disabil.*, vol. 34, no. 11, pp. 4280–4285, 2013.
- [14] D. S. Speciali, E. M. De Oliveira, J. R. Cardoso, J. Carlos, F. Correa, R. Baker, P. Roberto, and G. Lucareli, "Gait profile score and movement analysis profile in patients with parkinson's disease during cognitive task," Brasil, 2013.
- [15] D. S. Speciali, E. M. Oliveira, J. R. Cardoso, J. C. F. Correa, R. Baker, and P. R. G. Lucareli, "Gait profile score and movement analysis profile in patients with Parkinson's disease during concurrent cognitive load," *Brazilian J. Phys. Ther.*, vol. 18, no. 4, pp. 315–322, 2014.
- [16] S. Beynon, J. L. McGinley, F. Dobson, and R. Baker, "Correlations of the Gait Profile Score and the Movement Analysis Profile relative to clinical judgments," *Gait Posture*, vol. 32, no. 1, pp. 129–132, 2010.
- [17] A. Vieira, J. P. Ferreira, P. A. Ferreira, M. Crisóstomo, and A. Paulo, "Human knee joint walking pattern generation using computational intelligence techniques."
- [18] A. Mostayed, M. Mynuddin, G. Mazumder, S. Kim, S. J. Park, and S. Korea, "Abnormal Gait Detection Using Discrete Fourier Transform," vol. 3, no. 2, pp. 1–8, 2010.
- [19] M. Gabel, R. Gilad-Bachrach, E. Renshaw, and A. Schuster, "Full body gait analysis with Kinect," *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, pp. 1964–1967, 2012.
- [20] B. Pietraszewski, S. Winiarski, and S. Jaroszczyk, "Three-dimensional human gait pattern – reference data for normal men," *Acta Bioeng. Biomech.*, vol. 14, no. 3, pp. 9–16, 2012.
- [21] D. Gouwanda, "Comparison of Gait Symmetry Indicators in Overground Walking and Treadmill Walking Using Wireless Gyroscopes," *J. Mech. Med. Biol.*, vol. 14, no. 01, p. 1450006, 2014.
- [22] M. Müller, "Dynamic time warping" *Information retrieval for music and motion*, pp. 69–84, 2007.
- [23] R. L. Lathrop-Lambach, J. L. Asay, S. T. Jamison, X. Pan, L. C. Schmitt, K. Blazek, R. a. Siston, T. P. Andriacchi, and A. M. W. Chaudhan, "Evidence for joint moment asymmetry in healthy populations during gait," *Gait Posture*, vol. 40, no. 4, pp. 526–531, 2013.
- [24] W. Herzog, B. M. Nigg, L. J. Read, and E. Olsson, "Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait," *Med. Sci. Sport. Exerc.*, vol. 21, no. 1, pp. 110–114, 1989.
- [25] L. Bensoussan, S. Mesure, J.-M. Viton, and A. Delarque, "Kinematic and Kinetic Asymmetries in Hemiplegic Patients' Gait Initiation Patterns," *J. Rehabil. Med.*, vol. 38, no. 5, pp. 287–294, 2006.
- [26] R. Castanharo, B. S. Da Luz, A. C. Bitar, C. O. D&apos;Elia, W. Castropil, and M. Duarte, "Males still have limb asymmetries in multijoint movement tasks more than 2 years following anterior cruciate ligament reconstruction," *J. Orthop. Sci.*, vol. 16, no. 5, pp. 531–535, 2011.



**Alexandra Vieira** received his BSc in Biomedical Engineering from Higher School of Industrial Studies and Management of the Polytechnic Institute of Porto in 2013. She is currently an MSc student at the Institute Superior of Engineering of Coimbra. His research interests are in artificial intelligence and its application.



**João P. Ferreira** received his BSc degree in Electrical engineering in 1999, Master in Industrial Automation in 2002 and PhD in Instrumentation and Control in 2010 from the Univ. of Coimbra. He is currently an Adjoin Professor at the Institute Superior of Engineering of Coimbra, researcher in the Institute of Systems and Robotics of Univ. of Coimbra. His research interests include biped robots, hyper-redundant robot, mobile manipulator systems and artificial intelligence and its application.



**Paulo A. Ferreira** received the MSc degree in Industrial Automation in 2008 from the Univ. of Coimbra, Portugal. He is currently Researcher of the Institute of Systems and Robotics of Univ. of Coimbra. His research interests include biped robots, hyper-redundant robots, mobile manipulator, artificial intelligence and its applications.



**Manuel M. Crisóstomo** received the BSc degree from Dept. of Electrical Engineering and Computer Science of the Univ. of Coimbra, Portugal, in 1978, the MSc from Technical Univ. of Lisbon, Portugal, in 1987 and the PhD from Brunel Univ., U. K., in 1992. He is currently a lecturer in the Dept. of Electrical Engineering and Computer Science of the Univ. of Coimbra and researcher at the Institute of Systems and Robotics in Coimbra. His main research interests are on robotics, sensors and actuators, classical and fuzzy control systems.



**A. Paulo Coimbra** received a BSc degree (1985) and a PhD degree (1996) in Electrical Engineering from the Univ. of Coimbra, Portugal. Since 1996 he is Assistant Professor at the Department of Electrical and Computer Engineering of the Univ. of Coimbra. He is a researcher at ISR-Institute of Systems and Robotics of the Univ. of Coimbra. His research interests include biped robots, hyper-redundant robots, and electromagnetic compatibility.