

# **Metodologia para Avaliação e Monitorização da Marcha Espástica em Pacientes Pós-AVC**

Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em  
Equipamentos e Sistemas Mecânicos

**Autor**

**Florin Gheorghe Ignat**

**Orientador**

**Luis Manuel Ferreira Roseiro**

ISEC

**Coimbra, Outubro, 2014**



## **Agradecimentos**

Ao meu orientador, Prof. Dr. Luis Roseiro pela oportunidade de desenvolver este trabalho e pela sua disponibilidade no acompanhamento do mesmo.

À minha namorada, Mădălina Bărsan pelo apoio em todos os aspectos ao longo dos estudos como também na concretização da tese.

Ao Prof. Dr. Fernando Domingues Moita pela realização e programação do dispositivo de aquisição dos dados.

Ao Técnico João Pedro Alves pela disponibilidade e pelo desenvolvimento do algoritmo de correcção do sinal da aceleração.

Ao Dr. Filipe Carvalho pela implicação neste projecto, disponibilidade, oportunidade de avaliação dos pacientes e pelo material fornecido.

Ao Victor Maranha e André Gomes pela disponibilidade e pelos conselhos oferecidos.

Ao paciente João Pereira e a todos os participantes no protocolo da marcha pela paciência, disponibilidade e boa disposição.



## Resumo

O trabalho que se apresenta nesta dissertação pretende ser uma contribuição para o desenvolvimento de métodos de avaliação da recuperação da marcha em pacientes pós acidente vascular cerebral (AVC), envolvidos em programas de reabilitação e que sejam utilizadores de ortóteses tornozelo-pé (AFO – Ankle Foot Orthosis). A metodologia desenvolvida considera uma AFO em polipropileno (PP), que é instrumentada com uma unidade de medição inercial (UMI) e oito extensómetros elétricos de resistência. A UMI é fixa com uma tira elástica na posição do retro pé. Os dados recolhidos a partir da instrumentação são utilizados para monitorizar a marcha de doentes pós AVC, a partir do qual podem ser estimados diversos parâmetros espaço-temporais. Os sinais recolhidos nos extensómetros permitem a identificação dos eventos da marcha, necessários para a segmentação do sinal da aceleração, enquanto o sinal da aceleração do eixo horizontal da UMI, no plano sagital, garante a identificação da velocidade da marcha, tempo de apoio e comprimento do ciclo da marcha.

Nos testes ao método desenvolvido foram utilizados dois voluntários: um indivíduo saudável e um paciente em recuperação pós AVC, tendo sido definido um protocolo de marcha com dez metros (10 MWT). Os dados recolhidos no indivíduo saudável foram enquadrados no padrão de referência. O paciente executou o protocolo antes e após tratamento com toxina botulínica (TB). Este estudo propõe a definição de um novo parâmetro, o índice de confiança  $i_c$ , que avalia a confiança do sujeito espástico durante a marcha, com base na transferência do centro da gravidade do corpo na fase do balanço. O método *Bland – Altman* foi aplicado para validar o método da UMI de medição da velocidade de marcha, comparando com um método de referência que utiliza medição temporal com cronómetro. A média das diferenças entre os dois métodos foi determinada junto aos limites de concordância. O *t Student* test permitiu a validação dos dados utilizados no cálculo do índice de confiança. A correlação forte entre as velocidades da marcha e os tempos de apoio e a cadência, fortalece a confiabilidade dos dados obtidos e dos parâmetros calculados utilizando os métodos desenvolvidos neste trabalho.

Os resultados obtidos com a metodologia desenvolvida, que apresenta uma estratégia inovadora que recorre aos ângulos da orientação de uma UMI no plano sagital mostraram que é possível monitorizar a evolução dos doentes pós-AVC com recurso a uma AFO.



## Abstract

The purpose of the current study is the gait recovery assessment of the post stroke survivors, involved in a rehabilitation program with botulinum toxin (BT) treatment, wearing an instrumented ankle-foot orthosis (AFO). The polypropylene (PP) AFO is provided with an inertial measurements unit (IMU) sensor and eight strain gauges, and is employed to monitor the lower limb movements, from which certain spatial-temporal parameters can be estimated. The IMU sensor was fixed on the shoe at hind-foot position. One healthy subject and one post stroke survivor were recruited to perform the 10 meters walk test (10 MWT) at their self-selected walking speed. The impaired subject performed the protocol one more, after 15 days of BT treatment. The acceleration signal of the horizontal IMU axis, in sagittal plane, was used for the calculus of the walking parameters: gait velocity, stance time and stride length. The gauge signals served to identify the gait events, necessary for the acceleration signal segmentation, for the normal gait, while in the case of post stroke subject, a new strategy was involved, by using the angles of the IMU orientation in sagittal plane. A new parameter was defined in this study, the confidence index,  $i_c$ , that assess the confidence of the impaired subject during the walking, based on the body mass center transfer in swing phase. The *Bland-Altman* method was employed for the validation of the IMU method in gait velocity measurement, by comparing it with a standard method that uses a stopwatch. The mean of the differences between the two methods were determined, together with the agreement limits. The *t Student* test allowed the validation of data used in the confidence index estimation. The strong correlation between walking speed and stance time and cadence, reinforce the reliability of the recorded data and the calculated parameters by using the methods here developed.





## Índice

Índice de Figuras .....	i
Índice de Tabelas .....	iii
Lista de abreviaturas.....	v
Lista de símbolos .....	vii
<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
1.1. Enquadramento do tema .....	1
1.2. Objectivos .....	2
1.3. Estrutura da Dissertação .....	2
1.4. Marcha normal, marcha espástica e tratamento .....	3
1.4.1. Movimento do tornozelo pé. Marcha normal .....	3
1.4.2. Marcha patológica .....	4
1.4.3. Toxina botulínica no tratamento da espasticidade .....	5
1.5. Ortótese tornozelo-pé .....	5
1.5.1. Materiais .....	6
1.5.2. Características mecânicas.....	7
1.6. Sensores.....	10
1.6.1. Acelerómetros.....	10
1.6.2. Giroscópios .....	12
1.6.3. Extensómetros.....	13
1.6.4. Transdutores resistivos de deslocamento. Potenciómetros.....	14
1.6.5. Célula de carga.....	15
1.7. Navegação inercial .....	17
1.7.1. Unidade de medição inercial .....	17
1.7.2. Sistemas de coordenadas .....	18
1.7.3. Sistemas de navegação inerciais.....	19
1.7.4. A propagação dos erros .....	20
1.7.5. Fusão dos sensores.....	20
1.7.6. Representações da orientação .....	21
1.7.6.1. DCM .....	21
1.7.6.2. Quaterniões .....	22
<b>2. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL.....</b>	<b>23</b>
2.1. Instrumentação.....	23
2.1.1. Aplicação dos extensómetros .....	23
2.1.2. Dispositivo de medição inercial .....	24
2.2. Aquisição do sinal .....	25
2.3. Caso de Estudo e Protocolo da Marcha .....	26
2.4. Tratamento de sinal.....	28

2.4.1. Correção das acelerações .....	28
2.4.2. Normalização.....	29
2.4.3. Filtragem.....	30
2.5. Detecção dos eventos.....	30
2.5.1. Marcha normal.....	30
2.5.1.1. Detecção dos tempos do contato.....	31
2.5.1.2. Detecção dos tempos do impulso.....	33
2.5.2. Marcha com características patológicas.....	34
2.6. Cálculo dos parâmetros da marcha .....	35
2.6.1. Duração da fase do apoio .....	35
2.6.2. Velocidade da marcha .....	36
2.6.3. Comprimento do ciclo da marcha.....	37
2.6.4. Duração do ciclo da marcha .....	38
2.6.5. Cadência .....	38
2.6.6. Índice de confiança .....	38
3. RESULTADOS E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS .....	41
4. CONCLUSÕES.....	47
Bibliografia.....	49

## Índice de Figuras

Figura 1.1. Movimentos do tornozelo no plano sagital.....	3
Figura 1.2. Padrão de movimento típico do tornozelo durante o ciclo da marcha .....	4
Figura 1.3. Montagem experimental.....	7
Figura 1.4. Layout e diagrama de blocos da aplicação, desenvolvida no <i>Labview</i> .....	8
Figura 1.5. Deformação média e o deslocamento médio .....	9
Figura 1.6. Diagrama da energia e das rectas força-deslocamento.....	9
Figura 1.7. Princípio de funcionamento de um acelerómetro .....	11
Figura 1.8. Princípio de funcionamento de um giroscópio .....	12
Figura 1.9. Extensómetro uniaxial.....	13
Figura 1.10. Ponte de <i>Wheatstone</i> .....	14
Figura 1.11. Potenciómetro resistivo linear.....	15
Figura 1.12. Representação esquemática de um potenciómetro resistivo.....	15
Figura 1.13. Célula de carga do tipo viga .....	16
Figura 1.14. Referencial inercial e referencial do sensor.....	19
Figura 1.15. Algoritmo do sistema de navegação de tipo <i>strapdown</i> .....	19
Figura 1.16. Representação dos cossenos dos ângulos entre os eixos do sensor e as projecções dessas sobre os eixos do referencial global .....	21
Figura 2.1. Unidade de aquisição .....	23
Figura 2.2. A PP AFO instrumentada com a localização de cada extensómetro identificada.....	24
Figura 2.3. Dispositivo de medição inercial.....	24
Figura 2.4. Calibração dos sensores.....	26
Figura 2.5. Protocolo de 10 m definido em corredor.....	27
Figura 2.6. Alinhamento do referencial da UMI .....	27
Figura 2.7. Interface gráfica da aplicação desenvolvida em <i>Matlab</i> .....	28
Figura 2.8. Aceleração $a_z$ bruta e filtrada.....	30
Figura 2.9. Eventos da marcha normal .....	31

Figura 2.10. Detecção dos picos do contato	
– sinal do extensómetro mediano da escora.....	32
Figura 2.11. Detecção dos tempos dos contactos .....	33
Figura 2.12. Detecção dos picos do impulso	
– sinal do extensómetro do calcanhar $ex_c$ .....	33
Figura 2.13. Comparação dos sinais $ex_c$ e $ex_{m1}$ .....	34
Figura 2.14. Detecção dos eventos – o vector dos ângulos $\hat{\omega}_x$ .....	35
Figura 2.15. Detecção dos eventos - marcha patológica .....	35
Figura 2.16. Velocidade do pé na fase de balanço .....	37
Figura 2.17. Distância percorrida pelo pé na fase de balanço .....	37
Figura 2.18. Sinais do extensómetro $ex_m$ .....	39
Figura 3.1. Gráfico <i>Bland –Altman</i> .....	41
Figura 3.2 Valor médio e desvio padrão de cada parâmetro	
para os três tipos de marcha.....	42

## Índice de Tabelas

Tabela 3.1. Parâmetros de marcha .....	42
Tabela 3.2. Indicadores estatísticos.....	44



## Lista de abreviaturas

MWT - Meters Walking Test

ABS - Acrilonitrilo Butadieno Estireno

AFO - Ankle-foot orthosis

AC - Apoio do calcanhar

AI - Acomodação intermediária

AP - Aplanamento do pé

AVC - Acidente vascular cerebral

CAD - Computer-Aided Design

DA - Desaceleração

DCM - Direction cosine matrix

EEF - Estimulação Eléctrica Funcional

MPU - Motion Processing Unit

MESM - Micro Electro Mechanical System

OI - Oscilação intermediária

PP - Polipropileno

TB - Toxina Botulínica

UMI - Unidade de medição inercial

SD - Standard deviation

SNC - Sistema nervoso central





## Lista de símbolos

$a$	aceleração
$a_z$	aceleração no eixo z
$\mathbf{a}_k$	vector da aceleração corrigida
$\mathbf{a}_{gk}$	vector da aceleração bruta
$b$	largura
$c$	cadencia
$c_{cl}$	comprimento calçado do sujeito
$c_{CM}$	comprimento do ciclo da marcha
$c_{ij}$	os elementos da matriz DCM
$\mathbf{d}$	o vector dos dados não normalizado
$\mathbf{d}_n$	o vector dos dados normalizado
$d_b$	distância percorrida pelo pé na fase de balanço
$dt_{CM}$	duração do ciclo da marcha
$dt_{min}$	período do tempo mínimo entre os picos
$E$	módulo de Young
$F$	força
$f_c$	força de Coriolis
$G$	factor de medida
$g$	aceleração gravitacional
$\mathbf{g}_k$	matriz das componentes gravíticas
$h$	altura
$i_c$	índice de confiança
$k$	rigidez
$M$	momento flexor
$m$	massa
$n$	numero de picos
$P$	carga

$q$	quaterni3o
$R$	resist3ncias el3ctrica
$R_T$	resist3ncia total
$R_i$	resist3ncia parcial
$r_a$	direc3o3o da actua3o3o
$r_c$	direc3o3o de Coriolis
$S_E$	sec3o3o transversal do elemento el3stico
$T_s$	per3odo de amostragem
$t_a$	dura3o3o da fase de apoio
$t_c$	tempo de contacto
$t_i$	tempo de impulso
$t_{pk}$	tempo do pico
$V_{in}$	tens3o de entrada
$V_{out}$	tens3o de sa3da
$V_r$	tens3o de refer3ncia
$v$	vector no referencial global, $v \in \mathbf{R}^3$
$v_i$	velocidade instant3nea
$v_b$	velocidade do p3 na fase do balan3o
$v_m$	velocidade da marcha
$W$	energia
$x$	posi3o3o
$x_g, y_g, z_g$	os eixos do referencial global
$x_e, y_e, z_e$	os eixos do referencial da Terra
$x_i, y_i, z_i$	os eixos do referencial inercial
$x_p$	posi3o3o m3xima
$x_s, y_s, z_s$	os eixos do referencial do sensor
$z$	vector no referencial do sensor, $z \in \mathbf{R}^3$
$\varepsilon$	deforma3o3o
$\Delta R$	varia3o3o da resist3ncia
$\Delta x$	deslocamento da massa
$\Delta \delta$	varia3o3o da deforma3o3o

- $\omega$       velocidade angular
- $\omega_k$      matriz da velocidade angular corrigida



# 1. INTRODUÇÃO

## 1.1. Enquadramento do tema

Relata-se que, no mundo, aproximadamente 15 milhões de pessoas sofrem de acidente vascular cerebral (AVC) em cada ano. Um terço delas fica com uma incapacidade física permanente (Mackay e Mensah, 2004), por exemplo, hemiplegia. Essa incapacidade física consiste num conjunto de défices motores, sensoriais, visuais e cognitivos. Os efeitos dessas deficiências são reflectidos nas características cinemáticas e dinâmicas do ciclo da marcha. A diminuição da velocidade e do comprimento da passada, a alteração da cadência e as modificações dos padrões da marcha são algumas das consequências da marcha hemiplégica, como foi relatado em vários estudos (Eng e Chu, 2002; Galli, *et al.*, 2010; Goldie, *et al.*, 1996).

A recuperação da marcha é uma prioridade na reabilitação dos sobreviventes de AVC e um importante indicador na avaliação da taxa de recuperação da marcha (Olney e Richards, 1996). A análise da marcha típica exige equipamentos especializados, tais como um sistema de captura de movimento ou uma plataforma de medição das forças plantares, limitando este tipo de análise ao ambiente laboratorial. Recentemente, como uma alternativa às técnicas convencionais, as unidades de medição inerciais (UMI) portáteis ganharam interesse na monitorização ambulatória da marcha humana devido ao seu baixo custo, tamanho reduzido e baixo peso (Lau, *et al.*, 2008; Bussmann, *et al.*, 1995; Chihiro, *et al.*, 2009). Uma UMI mede a aceleração e a velocidade angular nos três eixos em relação ao sistema de referência da caixa do sensor. Considerando a posição inicial e a orientação, idealmente o sinal de saída de uma UMI deveria ser suficiente para descrever a cinemática do sensor. Relativamente à orientação, pode ser determinada considerando a orientação inicial e a variação na orientação, que pode ser obtida recorrendo a giroscópios (Bortz, 1971). A orientação resultante pode ser utilizada para separar a componente da gravidade do vector da aceleração (Sabatini, *et al.*, 2005). A dupla integração da aceleração (Moe-Nilssen, 1998), relativa ao sistema inercial, permite determinar a posição. Na prática, os sinais da UMI contêm erros que impedem a determinação da orientação (Moe-Nilssen e Helbostad, 2002) devido ao desvio de integração. Geralmente, os sinais da UMI são fundidos para corrigir o desvio e rastrear o movimento em todas as orientações, utilizando filtros Kalman (Kalman, 1960) ou filtros complementares (Euston, *et al.*, 2008).

O uso mais importante de uma UMI na análise da marcha é a determinação dos parâmetros temporais a partir das ocorrências dos contactos do pé com o chão, de modo a que o instante de tempo de contacto do pé possa ser detetado como um pico do sinal, independentemente da posição do sensor no corpo, e.g. tronco ou membro inferior. A medição inercial representa um método muito mais preciso na deteção das ocorrências do contacto que o uso dos sensores de pressão resistivos (Mansfield e Lyons, 2003). Também um uso importante das medidas inerciais é a determinação dos parâmetros temporais, e.g., a duração

da fase do apoio e do ciclo da marcha e parâmetros espaciais, e.g., o comprimento do ciclo da marcha (Alvarez, *et al.*, 2007). A velocidade de caminhada (Li, *et al.*, 2010) também pode ser estimada por integração directa do sinal de aceleração projetado no sistema de referência global.

Outra abordagem para determinar os parâmetros espaço-temporais é a utilização da extensometria (Dufek, *et al.*, 2014). Os extensómetros são utilizados para medir a deformação em diferentes regiões de uma AFO, enquanto o indivíduo estiver a caminhar. Neste trabalho recorre-se à utilização conjunta da informação obtida a partir de uma UMI e de um conjunto de extensómetros eléctricos de resistência que permitem monitorizar a partir da informação estrutural da AFO.

## **1.2. Objectivos**

No presente estudo desenvolveu-se uma metodologia para a monitorização da recuperação da marcha dos pacientes pós AVC, envolvidos em programas de reabilitação, e portadores de uma AFO. A metodologia desenvolvida recorre a uma AFO em PP, instrumentada com uma UMI e oito extensómetros, e permite estimar diversos parâmetros espaço-temporais clinicamente importantes no contexto da recuperação destes pacientes. Uma característica importante da AFO desenvolvida é a sua portabilidade, dado que a aquisição dos dados é feita directamente num cartão de memória, sendo o dispositivo de aquisição controlado a partir dum PC com uma ligação sem fios *Bluetooth*. A metodologia desenvolvida foi testada com sucesso num voluntário saudável e num paciente com hemiplegia pós AVC.

## **1.3. Estrutura da Dissertação**

A estrutura de exposição desta dissertação inclui 5 capítulos. O capítulo 1 apresenta os fundamentos teóricos de alguns conceitos determinantes no desenvolvimento do presente trabalho, nomeadamente: marcha normal e patológica, dispositivos de controlo da marcha espástica, materiais e sensores utilizados na instrumentação da AFO, assim como a descrição dos ensaios laboratoriais e da técnica de navegação inercial que facilita a compreensão de funcionamento da UMI. O capítulo 2 descreve o protocolo experimental definido para a obtenção de alguns parâmetros utilizados na análise da evolução da marcha espástica sobre o tratamento. Aqui podem ser mencionadas: a instrumentação da AFO utilizada como dispositivo de medição dos parâmetros da marcha, a aquisição dos dados fornecidos pela AFO, as condições em que os ensaios de marcha foram realizados, o tratamento e a análise dos sinais adquiridos e o ensaio de rigidez e energia da AFO. No capítulo 3 são apresentados e discutidos os resultados experimentais e estatísticos, necessários na análise dos dados. O capítulo 4 contém as conclusões do presente trabalho.

## 1.4. Marcha normal, marcha espástica e tratamento

### 1.4.1. Movimento do tornozelo pé. Marcha normal

À medida que o corpo se move para a frente, um dos membros inferiores serve como fonte de apoio enquanto o outro membro inferior avança para um novo ponto de apoio. Logo de seguida os membros revertem as suas funções. Regra geral, esta série de eventos é repetida por cada membro até o indivíduo atingir um ponto de paragem. Uma única sequência destas funções, efectuada por um membro, é designada por ciclo de marcha (Murry, *et al.*, 1964).

Durante a marcha o tornozelo permite dois movimentos do pé no plano sagital: flexão plantar, quando o pé aponta para baixo e dorsiflexão quando o pé é levantado, como ilustrado na Figura 1.1. O movimento de dorsiflexão, cujo alcance normal é de 0-15.3°, é mais limitado que a flexão plantar que tem um alcance normal de 0-39.7° (Roaaas e Andersson, 1982).



Figura 1.1. Movimentos do tornozelo no plano sagital

Um ciclo de marcha é dividido em duas fases, nomeadamente: fase de apoio, durante a qual o membro permanece apoiado no chão e fase de balanço, em que o membro permanece suspenso, (Figura 1.2). Durante a fase de apoio o tornozelo passa por quatro arcos de movimento. Inicialmente o contato entre o chão e o calcanhar, designado por apoio do calcanhar (AC), provoca uma flexão plantar rápida do tornozelo, voltando depois à posição neutra. Segue-se o contato do antepé com o chão, onde o tornozelo efetua um movimento de dorsiflexão de aproximadamente 10 graus, passando pelas fases do aplanamento do pé (AP) e acomodação intermediária (AI). Na fase final do apoio, durante a fase de impulso (I), o tornozelo flete cerca de 20 graus na direção plantar. No início da fase do balanço o pé dorsiflete novamente até à fase de oscilação intermediária (OI) em que atinge a posição neutra. Na fase final do ciclo da marcha, a fase de desaceleração (DA), o pé volta à posição inicial, AC (Chelbourn, *et al.*, 2007). A Figura 1.2 ilustra o padrão de movimento típico do tornozelo durante o ciclo da marcha.

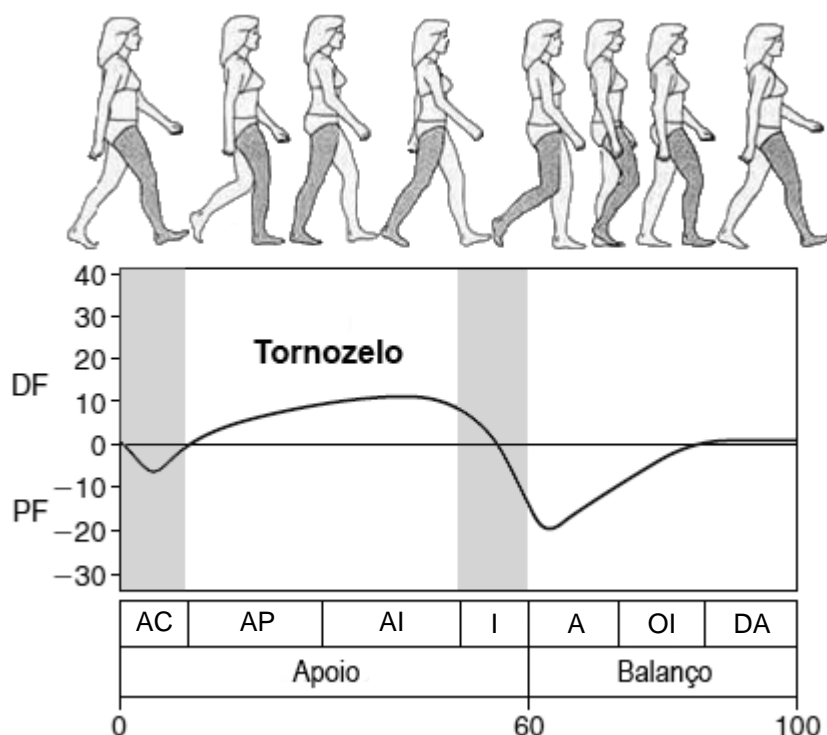


Figura 1.2. Padrão de movimento típico do tornozelo durante o ciclo da marcha.

DF - Dorsiflexão; PF - Flexão plantar; AC - Apoio do calcanhar; AP - Aplanamento do pé; AI - Acomodação intermediária; I - Impulso; A - Aceleração; OI - Oscilação intermediária; DA - Desaceleração. 0 - Início do ciclo da marcha; 60 - Fim do apoio; 100 - Fim do ciclo da marcha; (Hsu, *et al.*, 2008)

#### 1.4.2. Marcha patológica

A capacidade de marcha de um indivíduo pode ser afetada por diversos tipos de patologias. Regra geral, os pacientes acomodam as suas deficiências alterando os movimentos das articulações adjacentes ou mudando o tempo e a intensidade de contração dos músculos. Estas substituições aumentam o gasto energético da caminhada. Para facilitar a interpretação, a vasta gama de causas que afeta a marcha foi agrupada em quatro categorias: estruturais, insuficiências motoras, danos periféricos sensoriais e motores e disfunções do sistema nervoso central (SNC), (Hsu, *et al.*, 2008). As lesões no SNC, tais como o acidente vascular cerebral (AVC), muitas vezes resultam em padrões de marcha anormais, particularmente com evidência de dorsiflexão ineficaz do tornozelo durante a fase de balanço e a impossibilidade de o calcanhar contactar o chão na fase inicial da marcha. Estas alterações estão associadas com um padrão complexo de disfunções incluindo a espasticidade, a fraqueza muscular, o controlo sensorio-motor e as alterações mecânicas nos músculos e nas articulações. (Knutsson, 1994). O tratamento destas disfunções pode integrar uma variedade de procedimentos terapêuticos, que incluem fisioterapia, medicação sistémica e local, cirurgia ortopédica e estimulação eléctrica funcional (EEF), (Burrige, *et al.*, 1997).



### 1.4.3. Toxina botulínica no tratamento da espasticidade

A espasticidade é definida como o aumento do tônus muscular relacionado com a hiperexcitabilidade do reflexo de estiramento. (Lance, 1980) Como foi referido no subcapítulo anterior existem múltiplas possibilidades de reduzir a espasticidade, onde se inclui a administração de toxina botulínica (TB) por via injetável. A TB é uma neurotoxina potente, produzida pela bactéria anaeróbia *C. botulinum*. O efeito paralisante da toxina ocorre por bloqueio da transmissão neuromuscular (Burgin, *et al.*, 1949). A injeção da toxina no músculo provoca uma paralisia local. Este efeito, que é reversível, levou ao desenvolvimento da toxina como uma ferramenta terapêutica versátil. A TB produz o seu efeito paralisante ao nível das junções neuromusculares inibindo a liberação de acetilcolina do terminal nervoso presináptico (Whelchel, *et al.*, 2004), reduzindo assim a espasticidade. Normalmente, para obter melhores resultados esses tratamentos são aplicados em combinação com outro tipo de tratamentos, num ambiente multidisciplinar (Bigalke, *et al.*, 2004).

### 1.5 Ortótese tornozelo-pé

Uma AFO é um dispositivo que envolve a parte inferior da perna, o tornozelo e o pé. A AFO tem a forma de um grande “L” e estende-se a partir de baixo dos dedos dos pés ao longo da sua parte inferior, em torno do calcanhar atrás do tornozelo, e continua na parte de traz da perna até debaixo do joelho. Algumas AFO, designadas como “tipo cordão”, envolvem a parte superior do pé e a frente do tornozelo, terminando abaixo do músculo do gêmeo. O sapato mantém a AFO junto ao pé e as tiras de velcro que envolvem a perna, na parte superior do tornozelo ou inferior do joelho, permitem manter a AFO fixa à perna. Se as articulações situadas acima do joelho também necessitarem de apoio, o suporte pode incluir o joelho e o quadril.

Uma AFO pode ter diversas funções. Pode controlar o movimento, proporcionar a estabilidade, diminuir a dor e transferir o peso para outra área. Pode também corrigir deformidades flexíveis, evitando o agravamento das mesmas. Além disso, a utilização da AFO reduz a energia necessária para caminhar, ajudando a aumentar a eficiência da marcha e minimizando o risco de queda. Estes dispositivos são geralmente usados para ajudar as pessoas que têm uma doença que gera fraqueza muscular, onde se incluem os pacientes com as seguintes patologias: pós-AVC, lesão medular, distrofia muscular, paralisia cerebral, esclerose múltipla e síndromes de compressão dos nervos da perna. Uma AFO também pode ser usada para imobilizar e tirar o peso do pé e tornozelo em casos de fratura óssea, artrite rígida e dolorosa, neuropatia de *Charcot*, necrose avascular, tendinite e tendinose e neuropatia periférica. Além disso, as pessoas com uma deformidade grave que são incapazes de se submeter a cirurgia podem beneficiar do uso de este tipo de ortótese. Uma ortótese é assim um dispositivo médico, enquadrado ao nível das ajudas técnicas e que pode ser adquirida

como produto final padrão ou ser manufaturada sob medida para atender às necessidades específicas do paciente (Rose e Martorana, 2011). Normalmente, todo o processo de aquisição e/ou fabrico da ortótese é feita no seguimento de prescrição médica específica.

Do ponto de vista das características dinâmicas, existem dois tipos de ortóteses: ativas e passivas. As ortóteses ativas são dispositivos previstos com sistemas de motorização (Hidler e Wall, 2005), bombas (Gordon, *et al.*, 2006) e atuadores (Blaya e Herr, 2004) para controlar de modo activo a magnitude da assistência das articulações e o nível da energia mecânica transferida. No caso das ortóteses passivas, o controlo da quantidade de energia mecânica armazenada e devolvida tal como o ajuste da rigidez baseiam-se nas características mecânicas do material de base que compõe a ortótese assim como nas suas características geométricas (Bartonek, *et al.*, 2007; Major, *et al.*, 2004).

### **1.5.1. Materiais**

Normalmente, as AFO são feitas a partir de materiais leves, onde se destacam o polipropileno (PP) e os compósitos laminados. Contudo, algumas são feitas com integração de metal, couro, tecidos sintéticos ou a combinação destes materiais. A escolha correta do material para um dado tipo de ortótese depende parcialmente da compreensão dos princípios da mecânica dos materiais. Por exemplo as opções pela produção de uma ortótese joelho-tornozelo-pé podem incluir vários tipos de aços, ligas de alumínio e de titânio.

O plástico mais utilizado na produção de ortóteses é o PP, dada a possibilidade da sintetização a partir de matérias-primas económicas. O PP é um polímero termoplástico que possui um conjunto de propriedades adequadas para a produção de muitos produtos manufacturados. As características de maior relevância no fabrico de dispositivos ortopédicos são a sua resistência à humidade e ao calor, uma baixa massa específica (se possível entre 0,90 - 0,91 g/cm<sup>3</sup>), boa dureza superficial e a estabilidade dimensional.

Recentemente, os materiais compósitos começaram a ser utilizados cada vez mais na produção das ortóteses, em particular os compósitos laminados. Um material compósito consiste no agrupamento macroscópico de dois ou mais materiais de natureza diferente, não solúveis nem reactivos entre si (fases), que se completam de tal forma que as características mecânicas do conjunto são superiores às de cada um dos constituintes isoladamente. Os materiais compósitos apresentam excelentes características químicas, físicas e mecânicas por unidade de massa, com vantagens claras em relação aos materiais convencionais, nomeadamente a resistência, a rigidez e a resistência à fadiga ao impacto e à corrosão.

Uma característica importante do ponto de vista estrutural é a facilidade com que se podem projectar as propriedades do material final, bastando para tal uma correcta conjugação entre matriz e o reforço. Fundamentalmente, os materiais compósitos são caracterizados pela natureza e propriedades dos constituintes, pela geometria, orientação, concentração e distribuição dos reforços e pela arquitectura, isto é, pela forma que assumem. Os três

principais tipos de fibras sintéticas que se usam são as fibras de vidro, as fibras aramídicas e as fibras de carbono. As resinas plásticas mais importantes, que são usadas como matriz para obtenção de compósitos reforçados por fibras, são as resinas de poliéster insaturado e as resinas epoxídicas. As fibras de carbono apresentam uma boa combinação de elevada resistência mecânica, elevada rigidez e baixa densidade. As fibras de *Kevlar* são usadas em aplicações que exigem baixo peso, grande resistência mecânica e rigidez, resistência à deterioração e resistência à fadiga (Smith, 1998; Kalpakjian e Schmid, 2009).

### 1.5.2. Características mecânicas

Este estudo considera uma ortótese AFO em PP, fabricada através de sistema de injeção. A AFO, da marca Conwell 5904, apresenta as seguintes características: peso leve, alta durabilidade e bom encaixe para a maioria dos sapatos. De modo a caracterizar estruturalmente a AFO usada, foram definidos e executado ensaios experimentais (Figura 1.3) que permitiram avaliar a sua rigidez e quantificar a energia armazenada durante o processo de sollicitação mecânica.

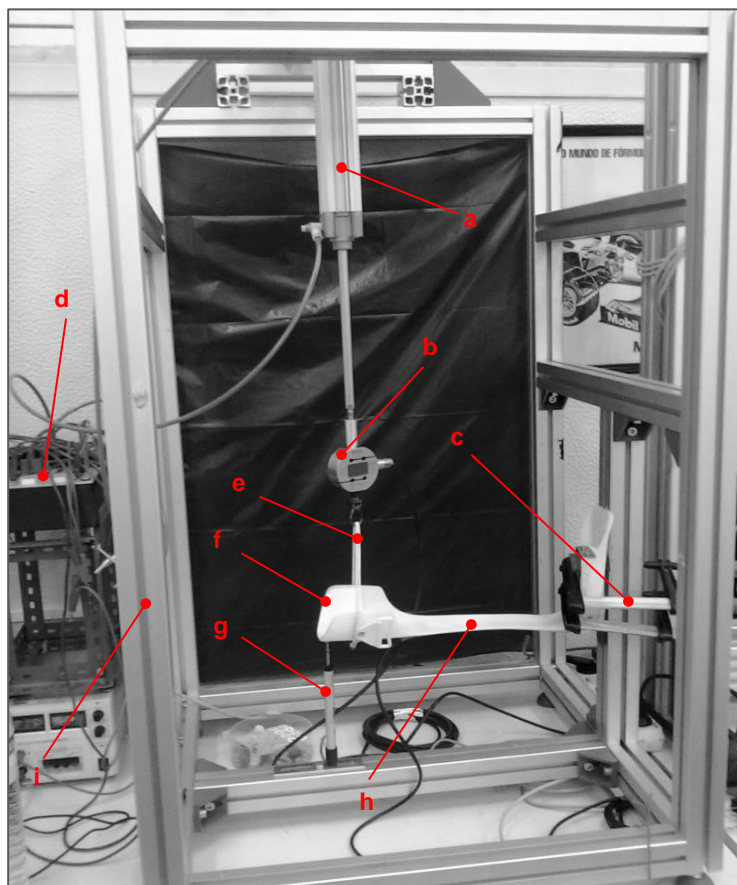


Figura 1.3. Montagem experimental a. cilindro pneumático, b. célula de carga, c. grampo, d. controlador de pressão, e. corda elástica, f. AFO PP, g. potenciômetro linear, h. extensômetro, i. banco de ensaio.

O procedimento experimental, mostrado na Figura 1.3, considera: um cilindro pneumático smc cp96sdb32-200 para implementação controlada da força, uma célula de carga AEP tstm de 500 N para medição da força, dois grampos de aperto, um controlador de pressão, uma corda elástica, um potenciómetro linear Megatron RC13-75-G-1 para medição do deslocamento e um extensómetro HMB 1-LY11 6/120 de  $120\Omega$  para medição da deformação localizada. O bastidor de ensaios permite a fixação da AFO na sua zona plantar, ajustada por dois grampos e escorada na posição horizontal, tal como na Figura 1.3. A célula de carga é fixa na extremidade do veio do cilindro pneumático e a corda elástica faz a ligação entre a célula de carga e a parte superior da escora, garantindo uma aplicação progressiva da força. O potenciómetro linear foi montado na extremidade superior da escora de modo a registar o deslocamento na direcção vertical da escora. O extensómetro foi aplicado na zona mediana, na mesma posição, do extensómetro  $ex_m$ , utilizada na instrumentação, como referido no subcapítulo 2.1.1.

A AFO foi submetida a quatro ciclos de carga ( $10\text{ N}$ ) e descarga, com controlo e ajuste manual através de um controlador de pressão.

Os dados foram recolhidos utilizando uma placa NI 9219 e uma aplicação, desenvolvida em *Labview*, cujo layout e a diagrama de blocos se apresenta na Figura 1.4. Os dados recolhidos dos 4 ensaios efectuados estão representados graficamente na Figura 1.5.

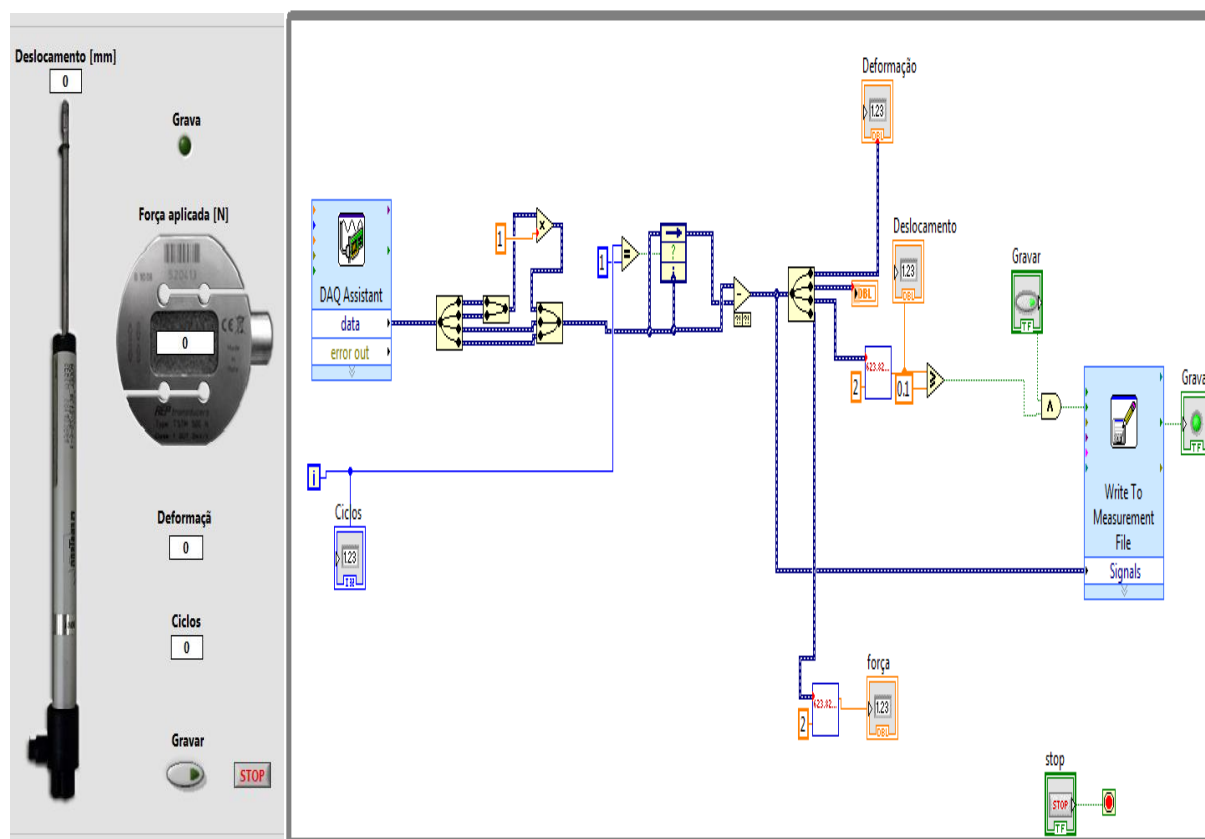


Figura 1.4. Layout e diagrama de blocos da aplicação, desenvolvida no *Labview*.

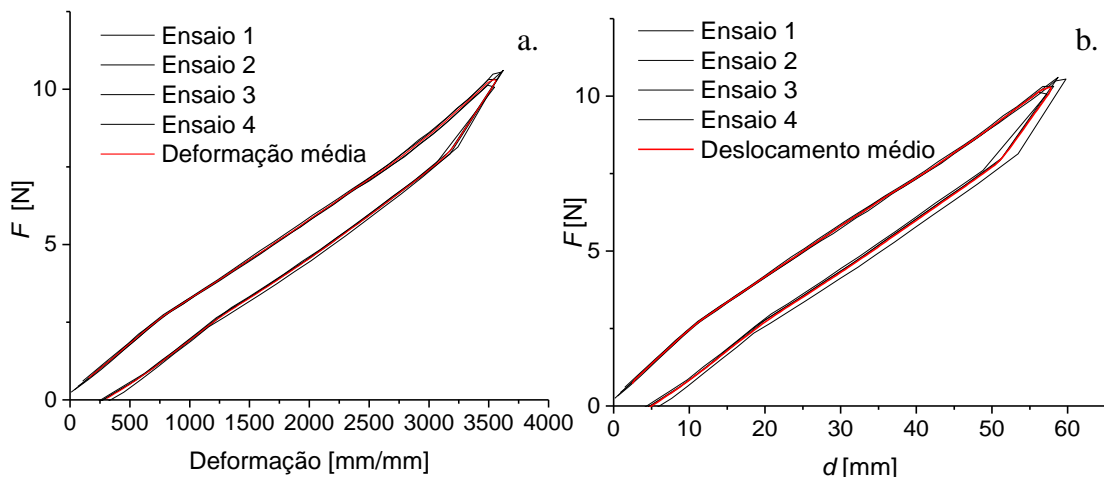


Figura 1.5. Deformação média e o deslocamento médio para carga e descarga. a. Registo das deformações nos 4 ensaios e média das deformações; b. Registo dos deslocamentos nos 4 ensaios e média dos deslocamentos.

A energia  $W_c$  armazenada durante a carga foi determinada calculando a área abaixo da curva deslocamento-carga. A energia libertada  $W_d$  durante a descarga foi determinada calculando a area debaixo da curva deslocamento - descarga, (Figura 1.6.a). Foram determinadas tambem as equações das retas força-deslocamento para carga e descarga, (ver Figura 1.6.b). As inclinações das rectas, aproximadamente iguais, representam o valor médio da rigidez da AFO para as condições de ensaio consideradas.

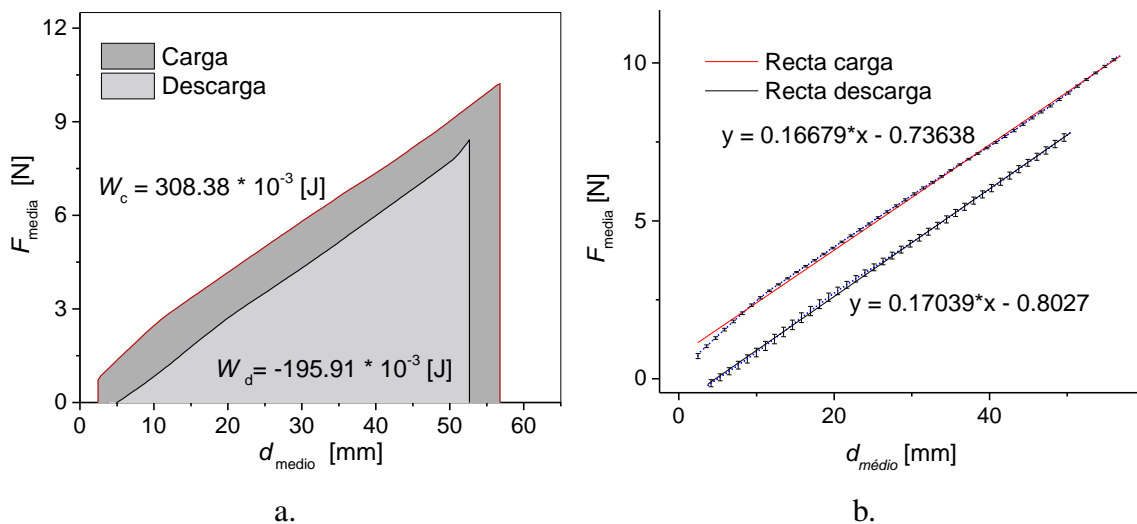


Figura 1.6. Diagrama da energia e das retas força-deslocamento. a. Energia  $W_c$  armazenada em carga e energia  $W_d$  libertada em descarga, b. Equações das rectas força-deslocamento para carga e descarga.

## 1.6. Sensores

Um sensor é um elemento funcional cuja função é converter uma variável física de entrada numa variável de sinal de saída, como por exemplo a tensão num circuito eléctrico. De um modo geral, os sensores são transdutores que convertem um tipo de energia para outro pretendido. Quanto ao tipo de interação com o ambiente, os sensores classificam-se em duas categorias: sensores activos e sensores passivos. No protocolo experimental deste trabalho foram utilizados os seguintes sensores.

- Acelerómetros;
- Giroscópios;
- Extensómetros;
- Transdutores resistivos de deslocamento. Potenciómetros;
- Células de carga.

### 1.6.1 Acelerómetros

Um dos sensores inerciais mais comuns é o acelerómetro, um sensor dinâmico capaz de uma ampla faixa de detecção. Existem acelerómetros que podem medir a aceleração em um, dois, ou nos três eixos ortogonais. Normalmente são utilizados em um dos três modos:

- ✓ como uma medida inercial de velocidade e posição;
- ✓ como um sensor de inclinação, *tilt*, e orientação;
- ✓ como um sensor de vibração ou impacto.

A maioria dos acelerómetros são sensores de tipo *Micro Electro Mechanical System* (MESM). São geralmente constituídos por uma massa de prova que é suspensa de um quadro de referência e por uma mola. A aceleração provoca o deslocamento da massa de prova proporcional à aceleração. Esse deslocamento pode ser medido de várias maneiras, e.g., de forma capacitiva medindo a variação da capacitância entre a massa de prova e o eléctrodo adicional ou piezoresistivo (Elwenspoek e Wiegerink, 2001).

O acelerómetro mais simples pode ser representado por um sistema massa-mola. O princípio básico de funcionamento implica a lei de Newton que relaciona a força e a aceleração e é dada por:

$$F = m \cdot a [N] \quad (1)$$

e a lei de *Hooke* que relaciona a força e o deslocamento da mola, é dada por:

$$F = k \cdot \Delta x [N] \quad (2)$$

onde  $k$  é a rigidez da mola, [N/m];

Na Figura 1.7 está representado esquematicamente um acelerómetro básico. É um dispositivo que consiste numa massa livre conectada através de uma mola a uma base. A base está ligada a uma estrutura cuja aceleração é suposto a medir. A massa livre está ligada a um dispositivo de medição de deslocamento linear como por exemplo um potenciómetro linear. A resistência varia com o deslocamento  $\Delta x$  da massa.

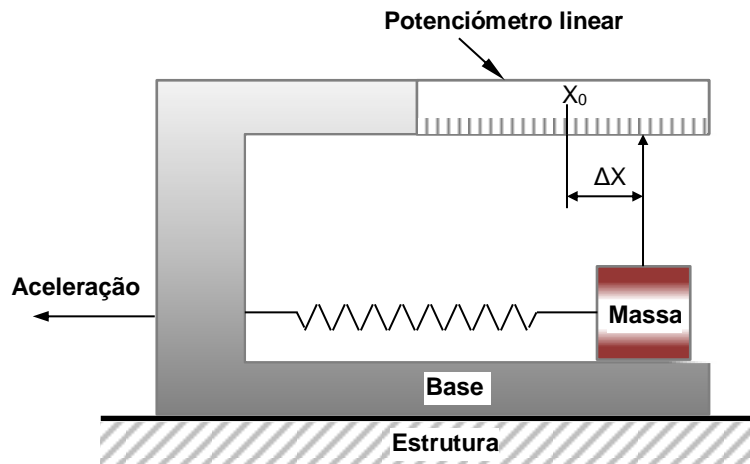


Figura 1.7. Princípio de funcionamento de um acelerómetro.

Se o conjunto for acelerado para a esquerda, de acordo com a segunda lei de *Newton* ocorre uma força que desloca a massa para direita em relação ao seu centro de gravidade, quantificável por  $\Delta x$ . A força provocada pela aceleração é anulada através da força da mola estendida. Se a aceleração é constante pode-se afirmar que:

$$k \cdot \Delta x = m \cdot a \quad (3)$$

logo:

$$a = \frac{k}{m} \cdot \Delta x \text{ [m/s}^2\text{]} \quad (4)$$

Assim, a medição da aceleração, reduz-se à medição do deslocamento linear (Meehan e Moloney, 2010).

Ao longo da última década, a comunidade científica tem vindo a introduzir a utilização de acelerómetros na área da saúde. Algumas das aplicações resultantes de trabalhos de investigação utilizam acelerómetros para monitorizar a actividade diária e classificar os movimentos típicos dos indivíduos com patologias clínicas (Godfrey, *et al.*, 2008). Recentemente os acelerómetros têm vindo a ser utilizados na análise do padrão da marcha (Kavanagh, *et al.*, 2006) com vários objetivos, onde se inclui a monitorização do funcionamento físico dos idosos (Zijlstra e Aminian, 2007), a previsão do risco de queda (Persch, *et al.*, 2009), a avaliação do progresso das doenças neuro degenerativas (Nocera, *et al.*, 2010) e a avaliação dos resultados das terapias aplicadas (Haeuber, *et al.*, 2004).

### 1.6.2. Giroscópios

O giroscópio é um dispositivo utilizado na medição da velocidade angular num, dois ou três eixos. Existem três tipos básicos de giroscópios: rotativos, vibratórios, ópticos. Os vibratórios são dispositivos de tipo MESM fácil de encontrar no mercado a preço acessível, com tamanho reduzido e adequados para a análise do movimento humano (Kaiyu e Malcolm, 1999). Estes dispositivos, disponíveis em várias geometrias, são baseados no mesmo princípio de funcionamento de uma massa vibratória submetida a uma vibração adicional provocada pelo efeito de *Coriolis*.

Na Figura 1.8 está representado um giroscópio típico. É constituído por uma massa atuada na direção dada pelo  $r_a$ , por um atuador piezoelétrico. O deslocamento da massa é medido na direção perpendicular à direção  $r_a$ . Se a carcaça roda com uma velocidade angular  $\omega$  a massa vai ser sujeita a uma força aparente (força de *Coriolis*) na direção  $r_c$ , perpendicular à velocidade angular e à velocidade instantânea da massa. Esta força é aparente só no sistema de coordenadas do sensor e não no sistema de coordenadas inercial. A magnitude da força de *Coriolis*  $f_c$  é dada por:

$$f_c = 2m \cdot v_i \cdot \omega [N] \quad (5)$$

onde  $m$  é a massa,  $v_i$  é a velocidade instantânea e  $\omega$  a velocidade angular. Assim, o deslocamento provocado pela força de *Coriolis* é proporcional a  $\omega$  e, portanto, é usado como uma medida da velocidade angular (Luinge, 2002).

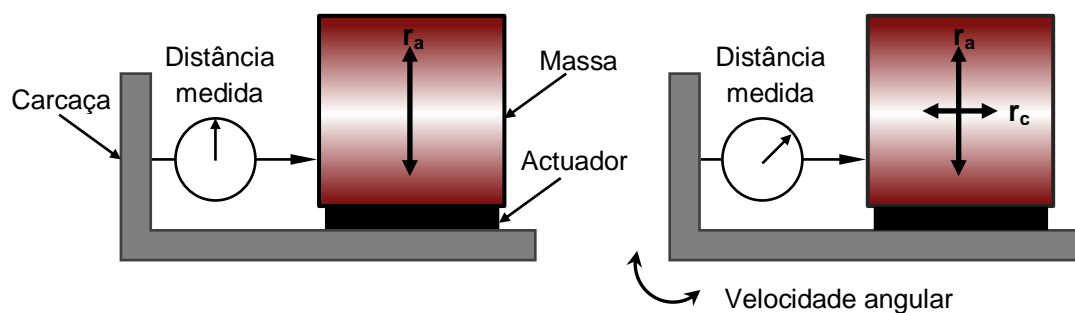


Figura 1.8. Princípio de funcionamento de um giroscópio.

Os giroscópios foram utilizados para a avaliação da marcha no ambiente exterior durante um longo período de tempo (Aminian, *et al.*, 2002). Este tipo de sensores pode ser apenas facilmente ao corpo humano para medir as velocidades angulares. No caso da sua integração no pé, os sinais das velocidades angulares apresentam características únicas que podem ser processadas para extrair vários padrões espaço temporais e parâmetros da marcha, tais como a velocidade, o tempo de apoio, o tempo de balanço e o comprimento do passo (Pappas, *et al.*, 2004). Este tipo de recolha de dados é adequado para situações que exigem a avaliação da marcha em ambiente exterior e também para definir as reabilitações clínicas.



### 1.6.3. Extensómetros

O tipo mais comum de extensómetro é uma resistência eléctrica constituída por um fio metálico disposto em *zig-zag* sobre uma folha flexível, tal como mostrado na Figura 1.9.



Figura 1.9. Extensómetro uniaxial.

A deformação estrutural na zona de medição, transferida para o extensómetro, produz uma variação na sua resistência eléctrica. A medição da deformação utilizando extensómetros assume que a deformação do componente em estudo é transferida sem perda para o extensómetro. Isso exige uma adesão forte entre o extensómetro e a superfície de medição, geralmente garantida pela utilização de cola, tal como epóxi. Normalmente o fio que compõe a resistência do extensómetro é de secção circular. Assim, a área da secção varia com a deformação introduzida no extensómetro. A resistência eléctrica do fio por unidade de comprimento é inversamente proporcional à área da secção. Entre a entrada e a saída de um extensómetro há uma relação definida por fator de medida  $G$ , que representa a razão entre a variação da resistência  $\Delta R$  e da deformação  $\Delta\delta$ :

$$G = \frac{\Delta R}{\Delta\delta} \quad (6)$$

Para metais o valor de  $G$  é de aproximadamente 2, enquanto que para semicondutores pode assumir o valor de 100.

A medição da deformação com extensómetros requiere a conexão num circuito eléctrico capaz de medir a mudança na resistência  $\Delta R$  correspondente à deformação  $\Delta\delta$ . Esse tipo de circuito eléctrico é conhecido como ponte de *Wheatstone*, tal como ilustrado na Figura 1.10.

Uma ponte de *Wheatstone* é um circuito de ponte dividido, utilizado para a medição da resistência eléctrica estática ou dinâmica. A tensão de saída de uma ponte de *Wheatstone* é expressa em milivolts. Este tipo de circuito é adequado à compensação de temperatura.

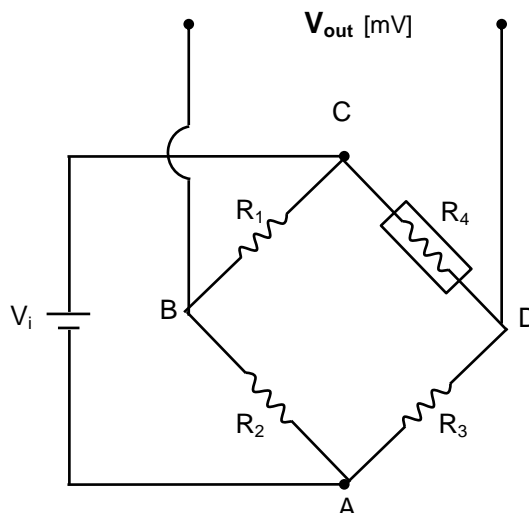


Figura 1.10. Ponte de *Wheatstone*.

Se as resistências eléctricas  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$  e  $R_4$ , da Figura 1.10 forem iguais, ao aplicar uma tensão  $V_{in}$  entre A e C, a diferença do potencial, nos pontos B e D, será nula ( $V_{out} = 0$ ). Alterando o valor da resistência  $R_4$  para um valor diferente das resistências  $R_1$ ,  $R_2$  ou  $R_3$  a ponte torna-se desequilibrada e nos terminais de saída haverá uma diferença de potencial, dada pela equação (7).

$$V_{out} = V_{in} \left[ \frac{R_3}{R_3 - R_4} - \frac{R_2}{R_2 - R_1} \right] [mV] \quad (7)$$

A deformação total ou a tensão de saída,  $V_{out}$ , do circuito é equivalente À diferença entre as tensões que passam pelas resistências  $R_1$  e  $R_4$  (Morris, 2001). Dependendo da sua aplicação e objetivos de medição, os extensómetros podem ser conectados ao circuito de medição de quatro modos: em quarto de ponte, em meia ponte e em ponte completa.

#### 1.6.4. Transdutores resistivos de deslocamento. Potenciómetros

Um potenciómetro é um transdutor resistivo de deslocamento. É um dispositivo eletromecânico, incorpora uma haste móvel, electricamente condutível, que desliza ao longo de um elemento resistivo de acordo com a posição ou o ângulo de um eixo externo, como está representado na Figura 1.11. Electricamente, o elemento resistivo é "dividido" no ponto de contato da haste. Para medir o deslocamento, o potenciómetro está normalmente ligado em configuração de tipo divisor de tensão como observado na Figura 1.12.

A saída do circuito, função da posição da haste, é uma voltagem analógica disponível para uso directo ou digitalização. Os potenciómetros resistivos são fáceis de usar, económicos e apresentam uma amplitude alta do sinal. Apresentam como principais desvantagens os problemas associados ao ruído eléctrico, à resolução na medição e ao desgaste da superfície de contacto (Antonelli, *et al.*, 1999).

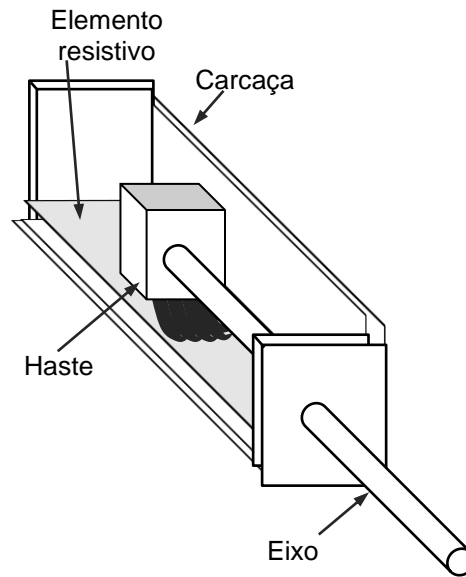


Figura 1.11. Potenciômetro resistivo linear.

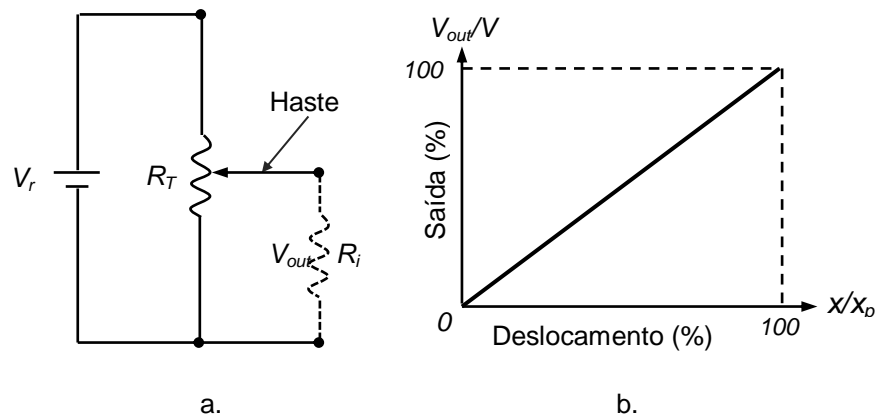


Figura 1.12. a. Representação esquemática de um potenciômetro resistivo utilizado como divisor de tensão variável;  $R_T$  - resistência total,  $R_i$  - resistência parcial,  $V_r$  - tensão de referência e  $V_{out}$  - tensão de saída; b. função de saída linear ideal,  $x$  - posição do haste móvel e  $x_p$  - posição máxima.

### 1.6.5. Célula de carga

Uma célula de carga é composta por uma estrutura que se deforma elasticamente quando submetida a uma força e uma rede de extensômetros que produz uma corrente elétrica proporcional a esta deformação. As células de carga mais comuns têm uma estrutura do tipo viga e de tipo anel. As células de tipo viga são aplicadas normalmente na medição de cargas reduzidas. De modo a ilustrar o princípio de funcionamento de uma célula de carga, considere-se o caso de uma viga encastrada (ver Figura 1.13.a.) instrumentada com quatro extensômetros ao longo do seu eixo, dois na superfície superior e outros dois na superfície inferior. Esta viga típica pode ser utilizada como elemento elástico para uma célula de carga.

Neste caso os extensómetros são ligados em ponte de *Wheatstone* completa, tal como mostrado na Figura 1.13 b.

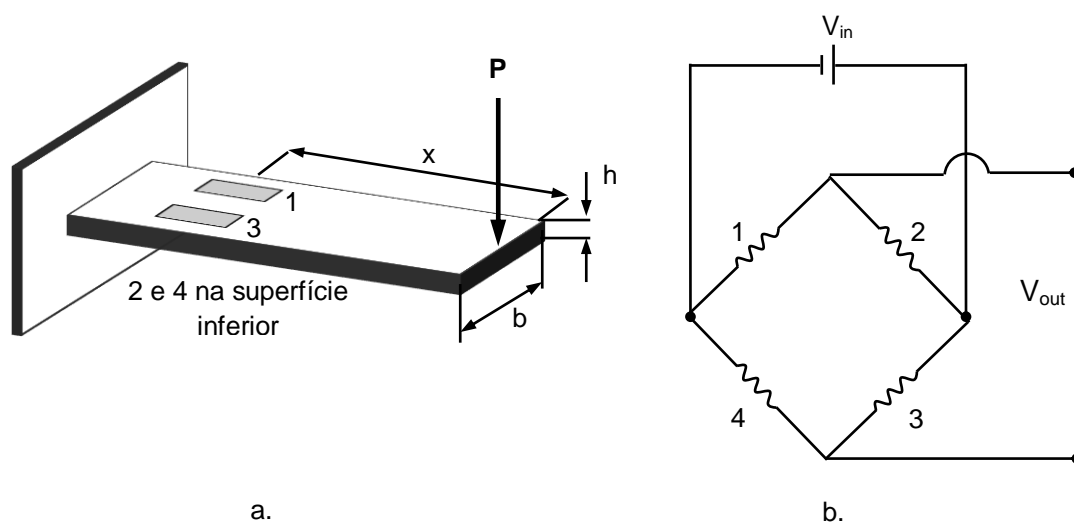


Figura 1.13. Célula de carga de tipo viga. a. Elemento elástico previsto com extensómetros b. Posição dos extensómetros no circuito de *Wheatstone*.

A carga  $P$  produz um momento flexor  $M = Px$  na zona de instrumentação com os extensómetros ( $x$ ), tendo como resultado as seguintes deformações:

$$\varepsilon_1 = -\varepsilon_2 = \varepsilon_3 = -\varepsilon_4 = \frac{6M}{Ebh^2} = \frac{6Px}{Ebh^2} \quad [mm/mm] \quad (8)$$

onde

$b$  - largura da secção transversal da viga;

$h$  - altura da secção transversal da viga;

$E$  - módulo de *Young*.

Assim, a resposta dos extensómetros é dada pela equação:

$$\frac{\Delta R_1}{R_1} = -\frac{\Delta R_2}{R_2} = \frac{\Delta R_3}{R_3} = -\frac{\Delta R_4}{R_4} = \frac{6S_E Px}{Ebh^2} \quad (9)$$

onde  $S_E$  representa a secção transversal do elemento elástico.

A tensão de saída  $V_{out}$  da ponte de *Wheatstone*, devido à aplicação da carga  $P$ , pode ser calculada através da equação seguinte, assumindo que os quatro extensómetros são idênticos:

$$V_{out} = \frac{6S_E Px V_{in}}{Ebh^2} \quad [mV] \quad (10)$$

O alcance e a sensibilidade da célula dependem da forma da secção transversal do elemento elástico  $S_E$ , da localização do ponto de aplicação da carga e da resistência à fadiga do material da viga (Elbestawi, 1999).

## 1.7. Navegação inercial

A navegação inercial é uma técnica de navegação independente baseada na utilização dos sinais fornecidos pelos acelerómetros e giroscópios para rastrear a posição e a orientação de um objecto cuja posição inicial, velocidade e orientação são conhecidas (Woodman, 2007).

### 1.7.1. Unidade de medição inercial

Um sensor composto por um acelerómetro de três eixos e um giroscópio de três eixos montados num ponto é habitualmente designado por Unidade de Medida Inercial (UMI). Em teoria, uma UMI calibrada mede as velocidades angulares e as acelerações lineares nos três eixos e a gravidade em relação à carcaça do sensor. Admitindo o conhecimento da posição, orientação e velocidade inicial, idealmente, o sinal deveria fornecer informação suficiente para descrever a cinemática completa da UMI. A orientação é determinada a partir de uma orientação inicial conhecida (Woodman, 2007) e a variação na orientação pode ser obtida através dos giroscópios. A orientação resultante pode ser utilizada para subtrair as componentes da gravidade do vetor provenientes do acelerómetro para produzir uma aceleração. Expressa numa referência não rotativa, a dupla integração da componente da aceleração permite identificar a mudança de posição.

Apesar de parecer simples, na realidade os sinais dos sensores dos giroscópios e dos acelerómetros contêm diversos erros que tornam complexa a obtenção da orientação e posição tal como descrito atrás, devido ao *drift* ou desvio do giroscópio. A orientação obtida através dos giroscópios utilizados hoje em dia, que podem ser anexados junto ao corpo, apresenta normalmente um erro de alguns graus por segundo. Esse desvio é provocado principalmente pela flutuação do *offset* do giroscópio e pelo ruído. A possibilidade de obter uma alteração da posição utilizando uma UMI é ainda mais difícil. Note-se que a aceleração num sistema de coordenadas ligado à terra é obtida por extracção da gravidade, determinada a partir da orientação do giroscópio, do vector de saída do acelerómetro, representando o resultado no sistema de coordenadas ligado à terra. Ora, uma vez que o vector de gravidade tem uma dimensão elevada quando comparado com a aceleração da maioria dos movimentos humanos, um pequeno erro de orientação produzirá um grande erro de determinação da aceleração. Além disso, se a dupla integração for efectuada para determinar a posição, a integração do *drift* pode causar o aumento rápido do erro no tempo. Tendo em conta os erros expostos, a estimativa da posição usando este método pode normalmente não ser executada com a precisão adequada para períodos mais longos do que um segundo.

Mesmo que hipoteticamente a cinemática do corpo humano possa ser determinada através dos sinais da UMI, na prática são ainda necessários algoritmos de fusão dos sinais do sensor, que combinam as informações disponíveis da melhor forma possível. Geralmente os sinais das UMI são fundidos utilizando um filtro de *Kalman* para obter a informação necessária. Um filtro *Kalman* usa a informação dos sinais da UMI e a informação de uma característica principal do comportamento do sistema considerado para os resultados (Luinge, 2002). A introdução deste filtro tem vindo a ser implementada em aplicações de realidade virtual que utilizam uma UMI composta por um acelerómetro, um giroscópio e um magnetómetro (Bachman, 2000).

### 1.7.2. Sistemas de coordenadas

A navegação determina a posição de um determinado objeto. Para navegar sobre a *Terra* é necessário definir um conjunto de sistemas de coordenadas que permitam relacionar as medições inerciais com as direções cardinais da *Terra*, isto é, sistemas de coordenadas que assumam significado físico. É habitual considerar um referencial inercial que é estacionário relativamente às estrelas fixas, cuja origem está localizada no centro da *Terra*. Este referencial, em conjunto com um referencial da *Terra* e um outro de navegação, associado ao objeto rastreado, são os utilizados na navegação terrestre. Uma excelente fonte de informação sobre os sistemas de coordenadas utilizados na navegação terrestre pode ser encontrada em (Titterton e Weston, 2004). A seguir são descritos os referenciais atrás mencionados.

**Sistema de coordenadas inercial** - tem a sua origem no centro da *Terra* e os eixos que não são rotativos em relação às estrelas fixas, definidos pelos eixos  $x_i$ ,  $y_i$ ,  $z_i$ , sendo  $z_i$  coincidente com o eixo polar da *Terra*.

**Sistema de coordenadas da Terra** - tem a sua origem no centro da *Terra* e os eixos que são fixados em relação à *Terra*, definidos por  $x_e$ ,  $y_e$ ,  $z_e$ , onde  $z_e$  é coincidente com o eixo polar da Terra. O eixo  $x_e$  situa-se ao longo da intersecção do plano do meridiano de *Greenwich* e o plano de *Ecuador*. O referencial da *Terra* roda em torno de  $z_i$  em relação ao referencial inercial.

**Sistema de coordenadas de navegação** – é um referencial local que tem a origem no sistema de navegação e os eixos alinhados com as direcções de norte, leste e vertical.

No caso do corpo humano, na determinação da sua cinemática através de uma UMI, são considerados só dois referenciais concorrentes na origem. Um dos dois referenciais é um sistema de coordenadas inercial e o outro de navegação próprio ao sensor, com se ilustra na Figura 1.14.

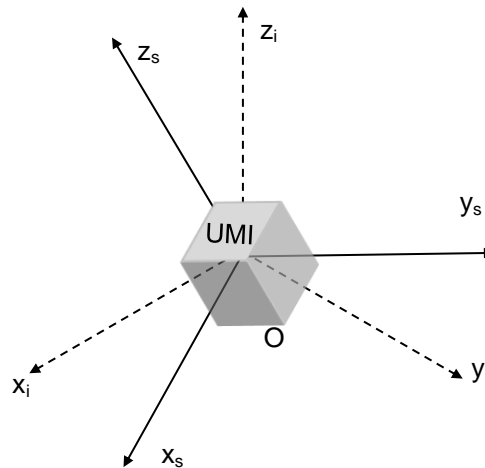


Figura 1.14. O referencial inercial e o referencial do sensor.

### 1.7.3. Sistemas de navegação inerciais

Existem vários tipos de sistemas de navegação inerciais que podem ser divididos em duas categorias: sistemas de navegação de plataforma estável, também designados como sistemas isolados de rotação e habitualmente conhecidos como sistemas *gimbaled* e sistemas de navegação de plataforma analítica, conhecidos como sistemas de tipo *strapdown*.

O sistema de navegação desenvolvido neste trabalho é o de tipo *strapdown*, com a UMI anexada ao corpo humano, que não é uma plataforma isolada de rotação em relação ao sistema de coordenadas inercial ou global. A orientação do sensor para este tipo de sistemas é determinada integrando os sinais dos giroscópios e o posicionamento por dupla integração das acelerações no referencial global a partir da orientação anteriormente determinada, tal como ilustrado no algoritmo da Figura 1.15.

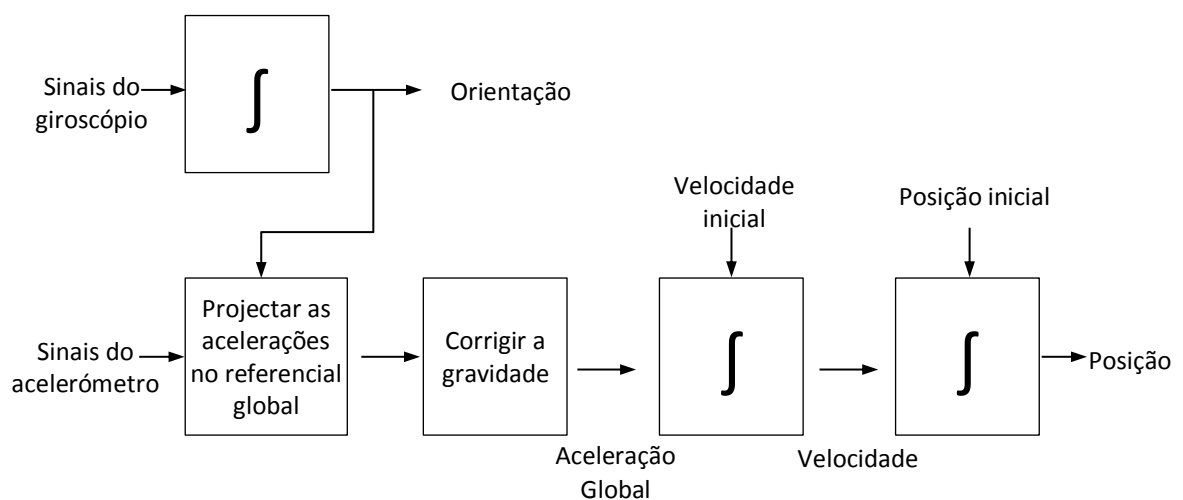


Figura 1.15. Algoritmo do sistema de navegação de tipo *strapdown*.

A orientação da UMI pode ser expressa através de um dos seguintes modos de representação espacial: ângulos de Euler, quaterniões e matrizes de cossenos de direcção (DCM). Neste trabalho os quaterniões e as DCM-s serão as representações utilizadas para obter o algoritmo necessário para rastrear a orientação.

#### **1.7.4. A propagação dos erros**

Actualmente os sensores MESM não têm a precisão dos dispositivos ópticos, introduzindo vários erros que podem afectar a integração do sinal. As fontes de erro mais importantes são a variação do *offset*, o ruído, a variação da temperatura e a calibração inadequada. Os erros que ocorrem no acelerómetro produzem desvios na posição calculada. Os erros da velocidade angular provocam também desvios na posição calculada, tendo-se em vista que a orientação, obtida através da integração do sinal do giroscópio, é utilizada para projectar os sinais das acelerações no sistema de coordenadas global. Devido à projecção incorrecta das acelerações sobre os eixos, os sinais do acelerómetro são integrados na direcção errada e as componentes da gravidade não serão correctamente removidas. Como um exemplo concreto (Woodman, 2007) um erro de orientação de  $0.05^\circ$  origina a projecção de uma componente da gravidade com a magnitude de  $0.0086 \text{ m/s}^2$  sobre o eixo horizontal. Esse valor residual provoca um erro na posição horizontal que aumenta de forma quadrática até 7.7 m depois de 30 s.

Uma UMI fornece amostras de velocidade angular ou aceleração com determinada taxa de aquisição. Consequentemente o método de integração numérica é utilizado na determinação da orientação e do posicionamento do sensor. Mesmo que o sinal da UMI não tivesse nenhum erro a integração numérica introduziria dois tipos de erros: erros de integração e erros de quantificação. Independentemente do método de integração envolvido, geralmente considera-se que a evolução do sinal entre amostras é constante. Isto, no caso da velocidade angular, introduz um erro de integração proporcional à aceleração rotacional. Além disso, os sensores MESM fornecem sinais digitais, cujas representações são finitas, indiferente da representação numérica para os valores das amostras. Portanto ocorre um erro de quantificação.

#### **1.7.5. Fusão dos sensores**

Tal como explicitado acima, os erros específicos dos sensores MESM têm como consequência desvios de posição. Apesar de não poderem ser evitados, estes erros devem ser minorados. Um dos métodos de diminuição ou correção do desvio é designado por fusão dos sensores. Este método consiste na combinação dos sinais de dois ou mais sensores de forma a atualizar ou manter a orientação, a velocidade e a posição de uma UMI no referencial global. O algoritmo de fusão para manter o estado de uma UMI utiliza os sinais do acelerómetro e do giroscópio junto ao sinal de um outro sensor, como por exemplo magnetómetro (Rong, *et al.*,



2007). O magnetómetro é normalmente um dos sensores utilizados na fusão. Trata-se de um sensor que mede a força do campo magnético numa dada direcção permitindo a localização da direcção norte. Apesar de serem menos precisos do que os giroscópios, os magnetómetros podem ser utilizados para melhorar a precisão da orientação. Geralmente os sinais são fundidos recorrendo a filtros *Kalman* (Kalman, 1960) ou filtros complementares (Euston, et al., 2008).

### 1.7.6. Representações da orientação

Como especificado anteriormente existem três representações para a orientação: ângulos de *Euler*, quatérniões e DCM-s. No presente trabalho as DCM-s e os quatérniões são as representações utilizadas.

#### 1.7.6.1. DCM

A DCM é uma matriz de dimensões 3 x 3 cujas colunas representam os vectores unitários no referencial de navegação projectados sobre os eixos do referencial global. A DCM pode ser escrita do seguinte modo:

$$DCM = \begin{bmatrix} c_{xx'} & c_{xy'} & c_{xz'} \\ c_{yx'} & c_{yy'} & c_{yz'} \\ c_{zx'} & c_{zy'} & c_{zz'} \end{bmatrix} \quad (11)$$

Cada elemento da matriz representa o cosseno do ângulo entre os eixos indicados onde  $xyz$  é o referencial global e  $x_s y_s z_s$  é o referencial de navegação ou do sensor. Na figura seguinte são representados os dois referenciais e os cossenos dos ângulos entre os eixos do sensor e as projecções dessas sobre os eixos do referencial global:

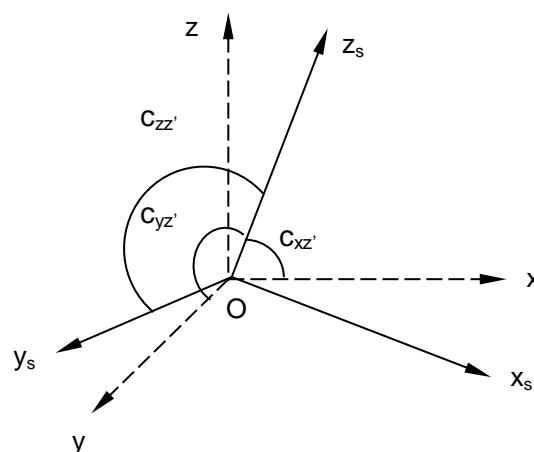


Figura 1.16. Representação dos cossenos dos ângulos entre os eixos do sensor e as projecções dessas sobre os eixos do referencial global.

### 1.7.6.2. Quaterniões

Os quaterniões foram concebidos pela primeira vez por *William Rowan Hamilton*, um matemático irlandês do século *XIX*. Um quaternião,  $\mathbf{q} \in \mathbf{H}$ , pode ser representado como um vector, tal como mostrado na expressão (11):

$$\mathbf{q} = [q_0, q_1, q_2, q_3]^T = \begin{bmatrix} q_0 \\ q_{1:3} \end{bmatrix} \quad (12)$$

juntamente com um conjunto de definições e operações que podem ser aplicados. A conjugada, o módulo e a inversa são dados, respectivamente, por:

$$\bar{\mathbf{q}} = \begin{bmatrix} q_0 \\ -q_{1:3} \end{bmatrix} \quad (13)$$

$$\|\mathbf{q}\| = \sqrt{q_0^2 + q_1^2 + q_2^2 + q_3^2} \quad (14)$$

$$\mathbf{q}^{-1} = \frac{\bar{\mathbf{q}}}{\|\mathbf{q}\|} \quad (15)$$

O quaternião unitário pode ser utilizado para determinar a orientação de um corpo rígido em forma de DCM.

Assumindo que  $\|\mathbf{q}\| = 1$  e considerando o vector  $\mathbf{v} \in \mathbf{R}^3$  no referencial global. Se  $\mathbf{z}' \in \mathbf{R}^3$  é o mesmo vector no referencial do sensor, as seguintes relações são válidas:

$$\mathbf{v}' = DCM(\mathbf{q}) \cdot \mathbf{z} \quad (16)$$

$$\mathbf{v} = DCM(\mathbf{q})^T \cdot \mathbf{z}' \quad (17)$$

onde:

$$DCM(\mathbf{q}) = \begin{bmatrix} q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 & 2q_1q_2 + 2q_0q_3 & 2q_1q_3 - 2q_0q_2 \\ 2q_1q_2 - 2q_0q_3 & q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 & 2q_2q_3 + 2q_0q_1 \\ 2q_1q_3 + 2q_0q_2 & 2q_2q_3 - 2q_0q_1 & q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 \end{bmatrix} \quad (18)$$

A matriz  $DCM(\mathbf{q})$  efectua a transformação das coordenadas de um vector em sistema do sensor para o sistema inercial.

## 2. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

No presente trabalho utilizou-se uma ortótese AFO em PP (Figura 2.2), fabricada através de sistema de injeção, cujas principais características mecânicas se descreveram no subcapítulo 1.5.2. A instrumentação da AFO, que se descreve abaixo, combinou dois tipos de sensores: extensómetros elétricos de resistência e uma UMI.

### 2.1. Instrumentação

A unidade de aquisição para os extensómetros e para a UMI é composta por um microcontrolador *Arduíno Mini Pro*, um leitor de cartões de memória, um dispositivo *Bluetooth*, um conversor análogo-digital, interruptor, uma bateria de 9V e oito potenciômetros. O protótipo deste sistema está representado na Figura 2.1. A unidade de aquisição é fixada na parte exterior da escora com fitas de velcro.

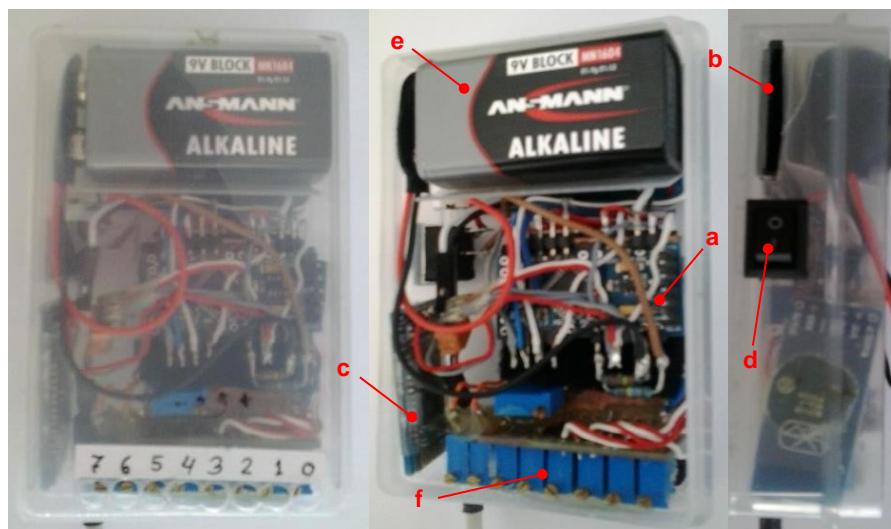


Figura 2.1. Unidade de aquisição. a. microcontrolador *Arduíno Mini Pro*, b. leitor de cartões de memória, c. dispositivo *Bluetooth*, d. interruptor, e. bateria de 9V, f. potenciômetros.

#### 2.1.1 Aplicação dos extensómetros

A ideia de introduzir a utilização de extensometria passa por interpretar e utilizar o comportamento estrutural da AFO numa perspectiva de sensorização. Assim, tendo em vista que o papel principal da aplicação da extensometria nesse projecto é a detecção dos eventos da marcha, os extensómetros foram posicionados nas regiões de maior deformação. Dessa maneira as deformações máximas produzem sinais de saída do extensómetro mais amplos e fáceis de interpretar. Os oito extensómetros foram grupados e aplicados na superfície exterior da AFO da seguinte forma: três ao longo da linha média da escora (na parte superior, mediana e inferior), dois na região do tornozelo (na parte interna e externa), um no calcanhar e dois na sola, nas regiões meta tarsianas 1 e 5, (ver Figura 2.2).

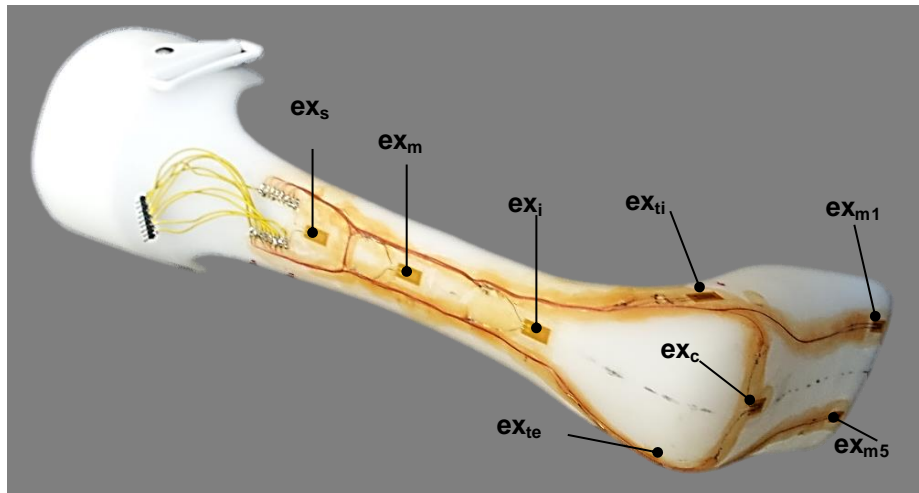


Figura 2.2. A PP AFO instrumentada com a localização de cada extensômetro identificada:  $ex_s$  - Escora superior,  $ex_m$  - escora mediana,  $ex_i$  - escora inferior,  $ex_c$  - calcanhar,  $ex_{ti}$  - tornozelo interior,  $ex_{te}$  - tornozelo exterior,  $ex_{m1}$  - primeiro metatarsiano,  $ex_{m5}$  - quinto metatarsiano.

Os oito extensômetros são da marca HBM, referência 1-LY11-6/120, com uma resistência de  $120 \Omega$  e um comprimento de grelha de 6 mm. Cada extensômetro é ligado a uma ponte *Wheatstone* (em quarto de ponte) em conjunto com uma resistência variável (potenciômetro), que permite calibrar os extensômetros depois de cada utilização. A proteção contra o desgaste e os danos mecânicos, dos extensômetros e dos fios de ligação, foi efetuada com a deposição de três camadas de protetor elástico, também da marca HBM, específicos para a aplicação em extensômetros.

### 2.1.2 Dispositivo de medição inercial

O dispositivo de medição inercial é composto por uma UMI e uma carcaça. Neste trabalho a UMI utilizada é uma *Unidade de Processamento de Movimento* MPU-6050 que tem incorporado um giroscópio MESM de três eixos e um acelerômetro MESM de três eixos, como ilustrado na Figura 2.3.a.

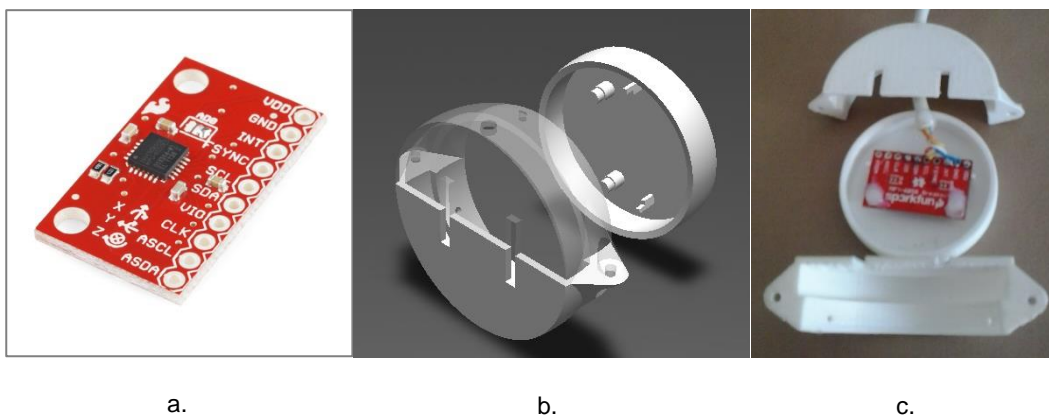


Figura 2.3. Dispositivo de medição inercial. a. UMI MPU-6050, b. carcaça, c. montagem.

A carcaça foi projetada e modelada em *Solidworks*, e posteriormente fabricada com a ajuda da tecnologia de prototipagem rápida a partir do modelo CAD (ver Figura 2.3.b.). O material da carcaça é um termoplástico, *Acrilonitrilo butadieno estireno* (ABS), que apresenta boas características mecânicas, onde se inclui a resistência ao impacto. A UMI foi fixada dentro da carcaça com cola termoplástica, com se mostra na Figura 2.3.c. O dispositivo de medição inercial é previsto com uma tira elástica que serve para o manter na posição desejada.

## 2.2. Aquisição do sinal

O sinal bruto de saída dos sensores é diretamente gravado num cartão de memória em tempo real. O controlo do dispositivo de aquisição efectua-se através do *Bluetooth* a partir do terminal *Terra Term* que se encontra instalado num PC portátil. O microcontrolador *Arduíno Mini Pro* foi programado e configurado no ambiente de desenvolvimento *Arduíno*. Os domínios da escala do giroscópio e acelerómetro foram configurados para  $\pm 1000$  °/s e  $\pm 4$  g ( $1 \text{ g} = 9.81 \text{ m/s}^2$ ) respectivamente. A taxa de amostragem dos sinais é de 100 Hz, necessária para detetar as altas frequências que ocorrem enquanto o pé contacta o chão, sendo essa superior às frequências da maioria dos movimentos humanos.

Antes do início da aquisição dos dados (antes do protocolo de caminhada), o acelerómetro e os extensómetros necessitam de ser calibrados. A calibração do acelerómetro realiza-se automaticamente, enquanto está inerte e apoiado sobre uma superfície plana, até o valor do desvio do zero da aceleração do eixo alinhado ao vector da aceleração gravítica ( $\vec{g}$ ) assumir o valor “-1” e os das acelerações restantes o mais próximo de “0”. Na Figura 2.4.a. está representado, do lado direito, o sensor apoiado sobre uma superfície plana, na posição horizontal, cujo referencial está alinhado à direcção do vector  $\vec{g}$  com a direcção do eixo z. Assim, o desvio do zero da aceleração no eixo z,  $\vec{a}_z$ , varia em torno de -8192 (que corresponde a  $-1g$ , dado que o microcontrolador é de 16 bits e o domínio da escala do acelerómetro de  $\pm 4$  g), como se pode observar na tabela da Figura 2.4.a., na terceira coluna. A primeira e a segunda coluna da mesma tabela, contêm os valores do desvio do zero das acelerações  $\vec{a}_x$  e  $\vec{a}_y$ , respectivamente, após calibração.

A calibração dos extensómetros efectua-se manualmente antes de cada caminhada, ajustando os potenciómetros correspondentes até os valores do sinal chegam o mais próximo de “0”. Assim na Figura 2.4.b. mostra-se a calibração do primeiro extensómetro, como também, na primeira coluna da tabela da mesma figura, os valores do desvio de zero correspondentes. Os valores das colunas restantes, representam os valores do desvio de zero dos sinais dos extensómetros ainda não calibrados. Note-se que apenas se necessita efetuar uma aproximação a zero, pois os diferenciais que permitem obter os registos são efetuados automaticamente através de software.

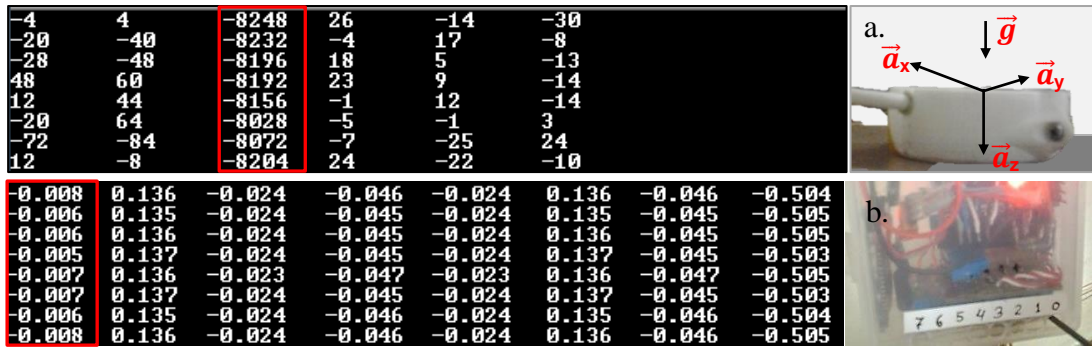


Figura 2.4. Calibração dos sensores. a. Calibração do acelerómetro b. calibração dos extensómetros.

### 2.3. Casos de Estudo e Protocolo da Marcha

A validação da metodologia desenvolvida considera um caso de estudo com um paciente do sexo masculino com 30 anos de idade, 1.75 m de altura e uma massa de 69,5 kg. O paciente apresenta disfunções do SNC, com elevada espasticidade muscular, provocadas por um AVC, apresentando por isso uma hemiparesia do seu lado esquerdo. Este paciente utiliza uma AFO no seu pé esquerdo com características equivalentes à instrumentada para este estudo. O indivíduo é capaz de caminhar de forma autónoma e independente sem nenhum dispositivo de apoio. Complementarmente, de modo a testar a utilização da metodologia num indivíduo sem nenhuma patologia neuro-musculo-esquelética ao nível da marcha, foi considerado um voluntário do sexo feminino, com 31 anos, 1.80 m de altura e 58 kg de massa.

A recolha de dados dos casos de estudo foi efetuada tendo por base o protocolo de marcha de 10 m (10 MWT) (Mudge e Stott, 2007). O protocolo normalizado 10 MWT é a avaliação clínica mais aceite para velocidades da marcha de curta distância, que implica a utilização de um cronómetro e os resultados reflectem a capacidade física geral. No caso do paciente, os dados da marcha foram recolhidos no Hospital Rovisco Pais, na Tocha, com o protocolo a ser supervisionado pela equipa médica que acompanha o paciente e que contribuiu ativamente para o desenvolvimento deste estudo. No sentido de observar a influência da administração de TB, foram recolhidos dados da marcha pré e pós administração da TB. A primeira recolha foi feita imediatamente antes da administração de TB e a segunda foi programada para 15 dias após o tratamento com TB.

A TB foi administrada por via intramuscular ao nível dos seguintes grupos de músculos:

- Membro superior esquerdo:
  - ✓ Bíceps braquial: 200 UI (2 pontos);
  - ✓ Pronador redondo: 100 UI;
  - ✓ Braquiorradialis 150 UI.

- Membro inferior esquerdo:
  - ✓ Gastrocnémio medial: 200 UI (2 pontos);
  - ✓ Gastrocnémio lateral: 200 UI (2 pontos);
  - ✓ Solear: 150 UI.

Os dois voluntários efectuaram quatro caminhadas, às velocidades escolhidas por eles, ao longo de um corredor em linha reta, com o padrão de 10 m (10 MWT) devidamente assinalado, como mostrado na Figura 2.5. Todas as marchas foram cumpridas com a AFO instrumentada no pé esquerdo, tanto no paciente pós AVC como na pessoa saudável. De modo a uniformizar a aquisição, cada início da marcha foi lançado com o pé esquerdo na frente.



Figura 2.5. Protocolo de 10 m definido em corredor.

A UMI foi fixada com uma tira elástica na posição do retro pé com o referencial  $(x_s y_s z_s)$  alinhado ao sistema de referência global  $(x_g y_g z_g)$ , tal como ilustrado na Figura 2.6.

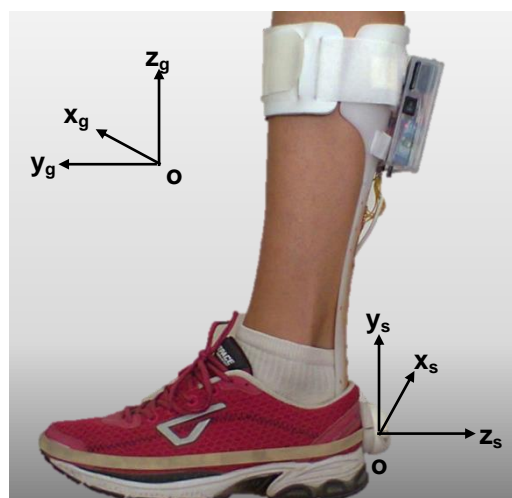


Figura 2.6. Alinhamento do referencial da UMI.

Como se pode observar na figura anterior, o referencial da UMI está rodado 90°, no sentido horário, em torno do eixo x em relação ao referencial global. Neste trabalho, o referencial considerado no tratamento assim como na análise dos sinais, é o da UMI ( $x_s, y_s, z_s$ ).

## 2.4. Tratamento de sinal

Após a aquisição dos dados, os sinais foram tratados antes de ser analisados e processados. Tanto para tratamento como para análise utilizou-se uma aplicação desenvolvida integralmente em Matlab. Na Figura 2.7 está apresentada a interface gráfica da aplicação na fase de tratamento das acelerações nos três eixos. Neste subcapítulo estão descritos matematicamente os algoritmos usados para o desenvolvimento desta aplicação, nomeadamente: Correção das acelerações; Normalização; Filtragem.

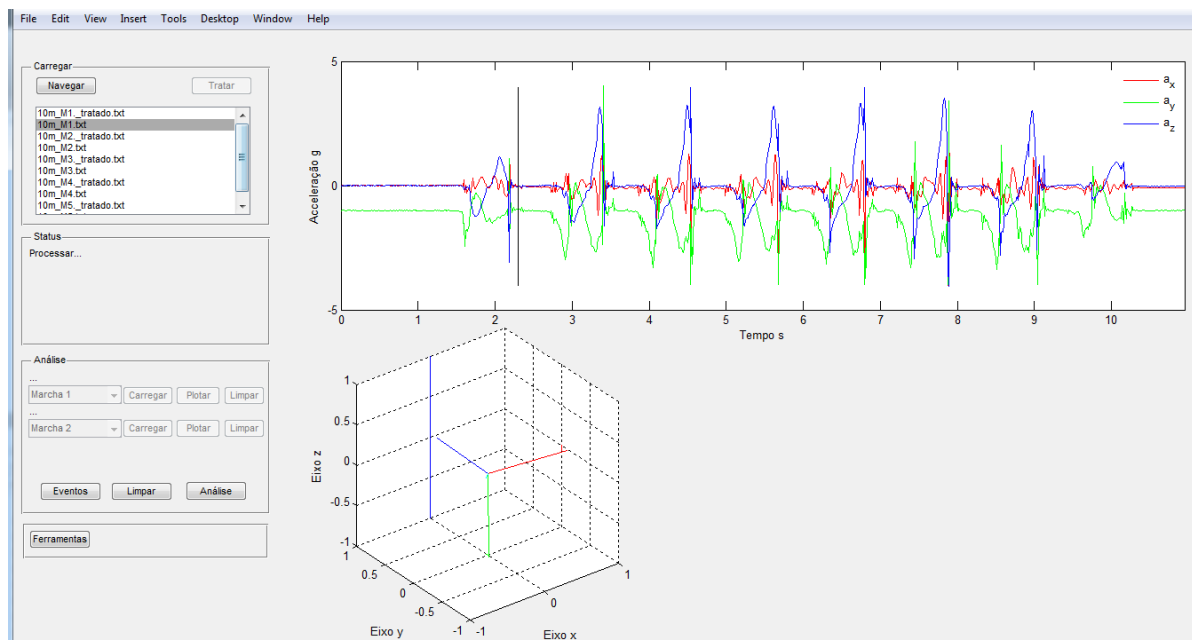


Figura 2.7. Interface gráfica da aplicação desenvolvida em *Matlab*.

### 2.4.1. Correção das acelerações

A magnitude da aceleração bruta, vinda do sensor MESM, é afectada pelas componentes gravíticas, obrigando a uma operação de separação para obter o correto sinal da aceleração. Os dados adquiridos da UMI e gravados foram processados e analisados *off-line* utilizando algoritmos desenvolvidos no *Matlab*. Inicialmente uma avaliação e correcção da orientação da UMI foram necessárias devido ao desvio do giroscópio. Por isso, para fundir os sinais do giroscópio e do acelerómetro, foi aplicado o algoritmo de *Mahony* (Baldwin, et al., 2007) com base nos quatérnios. A variação da orientação da UMI, em relação ao sistema de coordenadas global, foi rastreada integrando a velocidade angular  $\vec{\omega} = [\omega_x, \omega_y, \omega_z]^T$  recolhida do giroscópio. O tipo de representação da orientação utilizada pelo algoritmo de



*Mahony* é o quaternião normalizado  $\vec{q} = [q_0, q_x, q_y, q_z]^T$ , onde  $q_0$  é a parte escalar e  $\vec{v} = [q_x, q_y, q_z]^T$  a parte vetorial, para a qual a magnitude do quaternião é:

$$|q| = \sqrt{q_0^2 + q_x^2 + q_y^2 + q_z^2} = 1. \quad (19)$$

A condição inicial necessária para a integração da velocidade angular é aquela em que o quaternião  $q$  assuma os valores  $\vec{q} = [\frac{1}{\sqrt{2}}, -\frac{1}{\sqrt{2}}, 0, 0]$ , determinada considerando a posição inicial do sensor, o referencial da UMI virado a 90° em torno de eixo x em relação ao referencial global, como já foi referenciado no subcapítulo 2.3.2.

O quaternião  $\vec{q}_k$  devolvido pelo algoritmo representa a orientação corrigida do sensor, em relação ao referencial global, no instante  $kT_s$ , onde  $k \in N$  e  $T_s = 10$  [ms] é o período de amostragem de aquisição. Posteriormente, o quaternião  $q_k$  foi convertido para DCM que é uma matriz de dimensões 3x3, que realiza a transformação das coordenadas dum vector no referencial do sensor para um vector no referencial global. A matriz DCM foi utilizada para calcular a matriz do deslocamento angular corrigida  $\dot{\omega}_k$  no referencial global:

$$\dot{\omega}_k = DCM \cdot \begin{bmatrix} 1 & -\dot{\omega}_z & \dot{\omega}_y \\ \dot{\omega}_z & 1 & -\dot{\omega}_x \\ -\dot{\omega}_y & \dot{\omega}_x & 1 \end{bmatrix} \quad (20)$$

logo a matriz das componentes gravíticas  $g_k$  pode ser expressa como:

$$g_k = [0 \ 0 \ 1] \cdot \dot{\omega}_k \quad (21)$$

Finalmente, o vector da aceleração corrigida  $\vec{a}_k$ , em relação ao referencial global, onde  $\vec{a}_{gk}$  é o vector da aceleração bruta, foi obtida seguindo a equação:

$$\vec{a}_k = \dot{\omega}_k \cdot [\vec{a}_{gk} - g_k]^T \quad (22)$$

#### 2.4.2. Normalização

Os dados adquiridos da UMI, assim como dos extensómetros foram normalizados, para o intervalo [-1 1], permitindo uma melhor comparação gráfica na detecção dos eventos. A normalização efectuou-se aplicando a seguinte expressão:

$$d_n = \frac{d - \min(|d|)}{\max(|d|) - \min(|d|)} \quad (23)$$

onde:

$d$  - é o vector dos dados não normalizado;

$d_n$  - é o vector dos dados normalizado.

### 2.4.3. Filtragem

Antes de serem integrados, os sinais da aceleração foram filtrados, para remover o ruído, utilizando um filtro passa-baixo Butterworth, de primeira ordem, com uma frequência de corte de 10 Hz. Na Figura 2.8 está representado o gráfico da aceleração bruta no eixo z, sendo o eixo horizontal no plano sagital, como também o sinal da aceleração após a aplicação do filtro. Tal como se pode visualizar, após a filtragem os picos (que representam o contacto entre o pé e o chão) são eliminados, sendo desnecessários na integração.

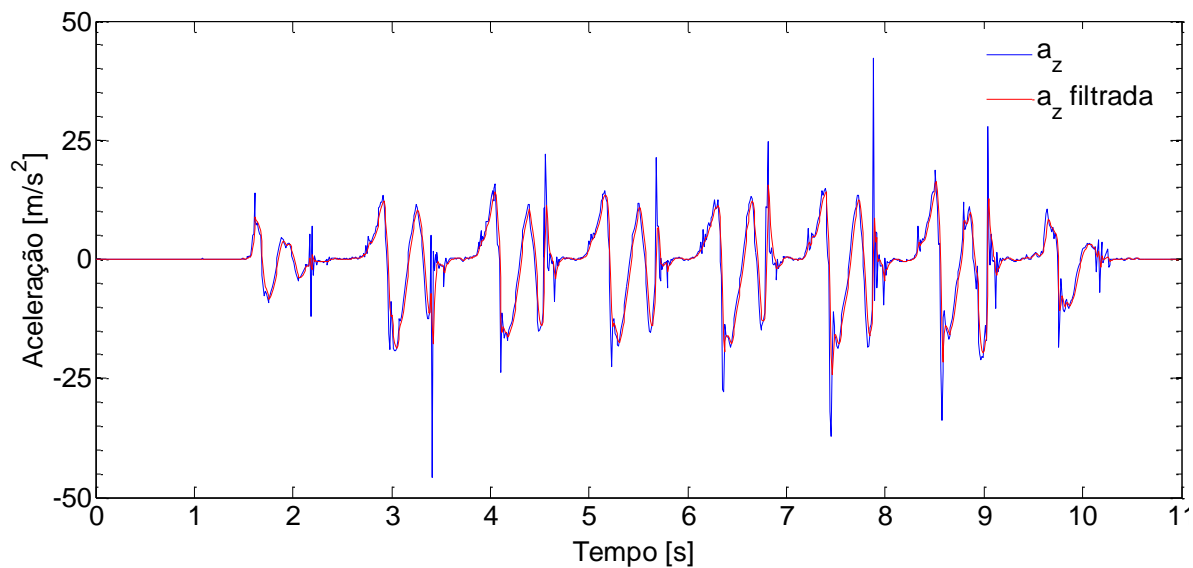


Figura 2.8. Aceleração  $a_z$  bruta e filtrada.

## 2.5. Deteção dos eventos

### 2.5.1. Marcha normal

Tal como foi referido no subcapítulo 2.3.2 a pessoa saudável também efectuou o protocolo da marcha com a AFO no pé esquerdo, imobilizando assim o tornozelo, dificultando a dorsiflexão e a flexão plantar do pé. Mesmo assim os sinais da aceleração oferecem uma boa detetabilidade dos eventos. Neste trabalho todas as análises da marcha, foram efetuadas no plano sagital. Os eventos foram detetados através da mesma aplicação que foi utilizada no tratamento do sinal. Definiram-se dois parâmetros:  $t_c$  - tempo do contato do pé com o chão e  $t_i$  - tempo do impulso. Assim, tal como está representado na Figura 2.9, estes parâmetros são determináveis e permitem definir duas fases do ciclo da marcha: apoio e balanço. A fase de apoio ocorre no intervalo  $[t_c ; t_i]$  e a fase do balanço no intervalo  $[t_i ; t_c]$ .

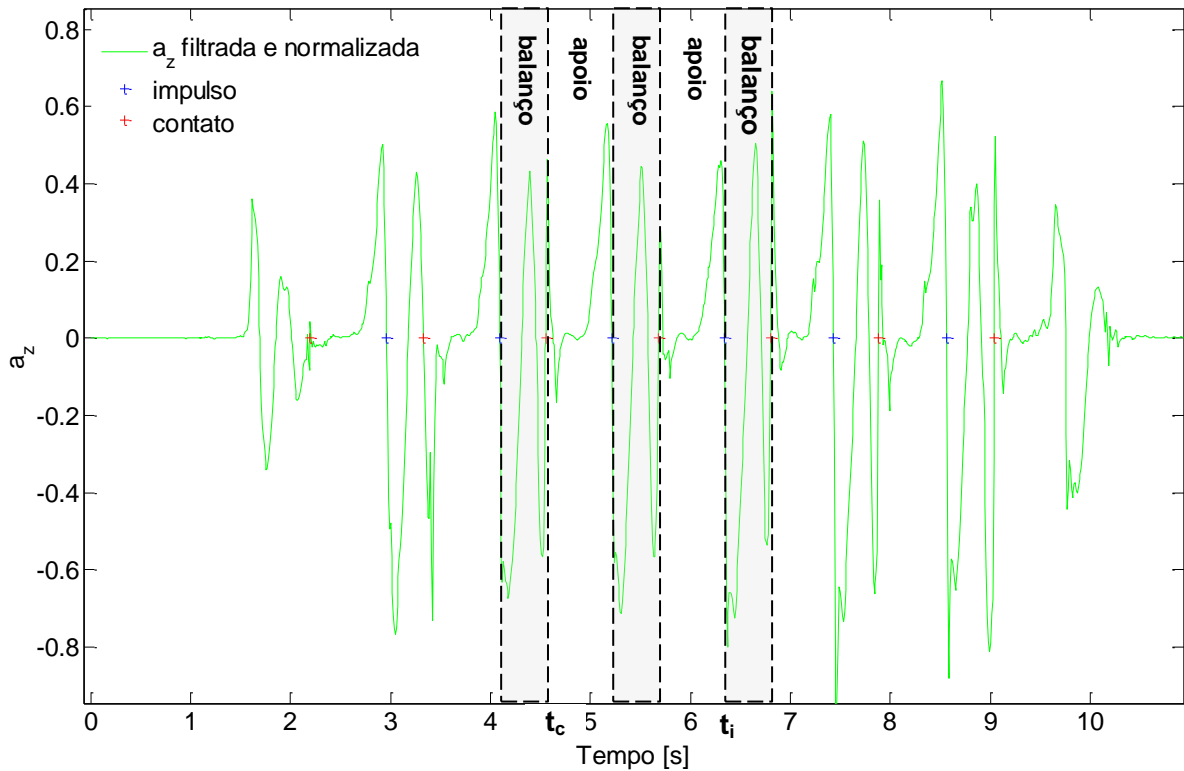


Figura 2.9. Eventos da marcha normal.

### 2.5.1.1. Detecção dos tempos do contato

Os tempos de contato do calcanhar com o chão,  $t_c$ , foram determinados a partir do sinal do extensómetro mediano da escora,  $ex_m$ , simplificando a complexidade dos algoritmos utilizados na detecção e apresentando menos ruído que o sinal da aceleração. Note-se que o extensómetro é um sensor menos sensível ao meio ambiente do que o acelerómetro. Inicialmente foram determinados os máximos p dos picos negativos, (ver Figura 2.10), que ocorrem depois do contacto do calcanhar, utilizando a função predefinida em *Matlab*, *findpeaks*, configurada para detetar todos os picos maiores que 0.1 do valor do pico máximo negativo. Foi estabelecido um período do tempo mínimo  $dt_{min}$  entre os picos, de modo a eliminar os picos vizinhos desnecessários, de acordo com a expressão:

$$dt_{min} = \frac{\sum_{k=1}^{n-1} (t_{pk+1} - t_{pk})}{n} \quad (24)$$

onde:

$t_{pk}$  – é o tempo do pico  $i$ ,  $1 \leq k \leq n-1$ ,  $k \in N$ ;

$n$  – numero de picos;

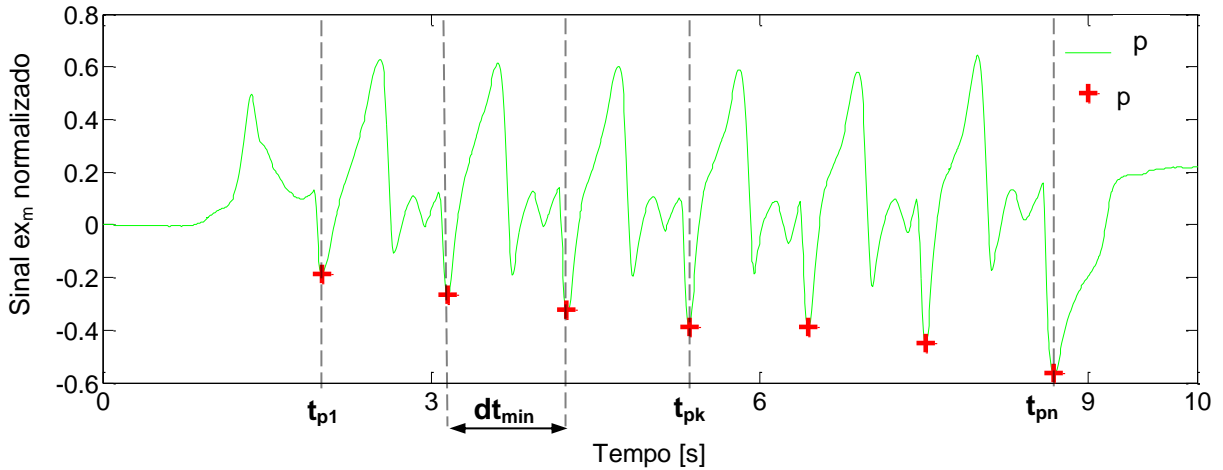


Figura 2.10. Detecção dos picos ao contato – sinal do extensômetro mediano da escora.

Os tempos dos picos  $t_{pi}$  ocorrem com um atraso de alguns milissegundos em relação aos tempos dos contactos  $t_c$ . Como já foi mencionado no subcapítulo 1.3.1., após o pé contactar o chão, surge uma flexão plantar rápida do tornozelo que produz uma flexão da componente central da AFO (escora) para atrás. Assim, estando posicionado na superfície exterior da AFO, o extensômetro  $ex_m$  registará uma deformação negativa (esta parte da AFO está submetida à compressão), registrando um valor mínimo negativo que representa um dos picos  $p$ .

O tempo exato do contacto  $t_c$  é o tempo quando o valor do sinal é nulo antecedente ao instante da ocorrência do pico, como está indicado na Figura 2.11. De facto, a aceleração é um sinal de tipo digital, dividido em amostras discretas, por isso o tempo é também discreto. Isto significa que os valores nulos, onde a aceleração corta o eixo do tempo, assim como os valores do tempo correspondentes, não existem. Deste modo, para que a identificação dos tempos dos contactos  $t_c$  seja possível, foram acrescentados os valores nulos da aceleração e foram determinados os valores do tempo correspondentes  $t_0$ , através de interpolação. Assim, os valores nulos foram acrescentados entre cada duas amostras que apresentaram uma mudança de sinal, identificada como o produto negativo das amostras. A interpolação linear aplicada para o cálculo das amostras do tempo  $t_0$  tem a seguinte expressão:

$$t_0 = t_k + (t_{k+1} - t_k) \frac{0 - a_{z(k)}}{a_{z(k+1)} - a_{z(k)}} \quad (25)$$

onde:

$t_0$  – amostra do tempo interpolada;

$a_{z(k)}$  – amostra da aceleração,  $1 \leq k \leq n-1$ ,  $k \in N$ ;

$n$  – numero de amostras.

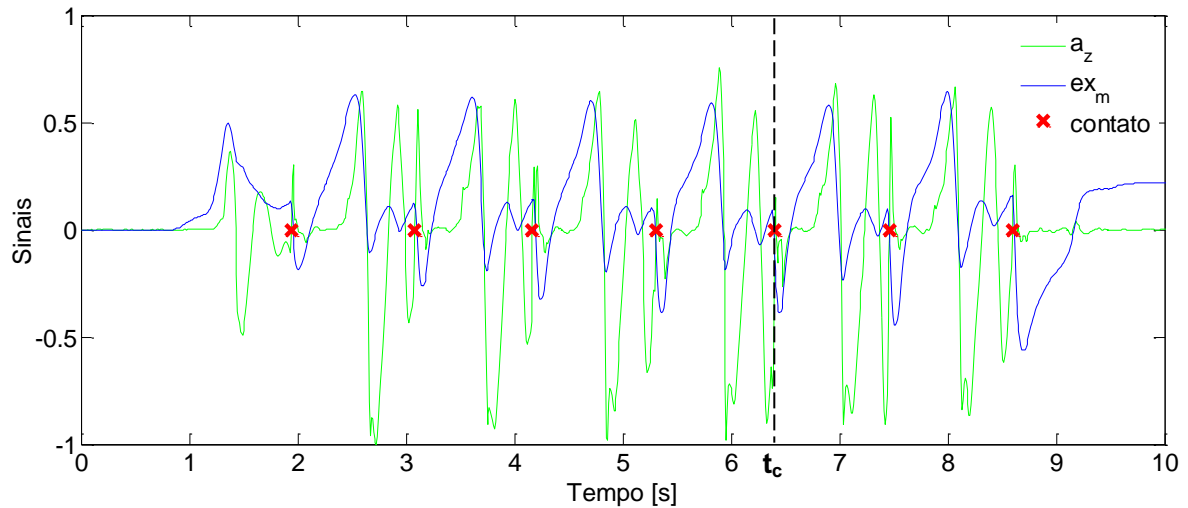


Figura 2.11. Detecção dos tempos dos contactos.

Finalmente os tempos do contacto  $t_c$  são identificados como os tempos interpolados  $t_0$  correspondentes às amostras nulas da aceleração antecedentes aos picos  $p$ .

### 2.5.1.2. Detecção dos tempos do impulso

O sinal escolhido para detecção dos tempos  $t_i$  foi o do extensómetro situado no calcanhar  $ex_c$ . O extensómetro  $ex_c$ , ao tempo  $t_i$ , está submetido a uma deformação de contração máxima, devido à flexão plantar do pé durante o impulso. O valor máximo dessa deformação está identificado como o máximo  $i$  do pico negativo, como mostrado na Figura 2.12.

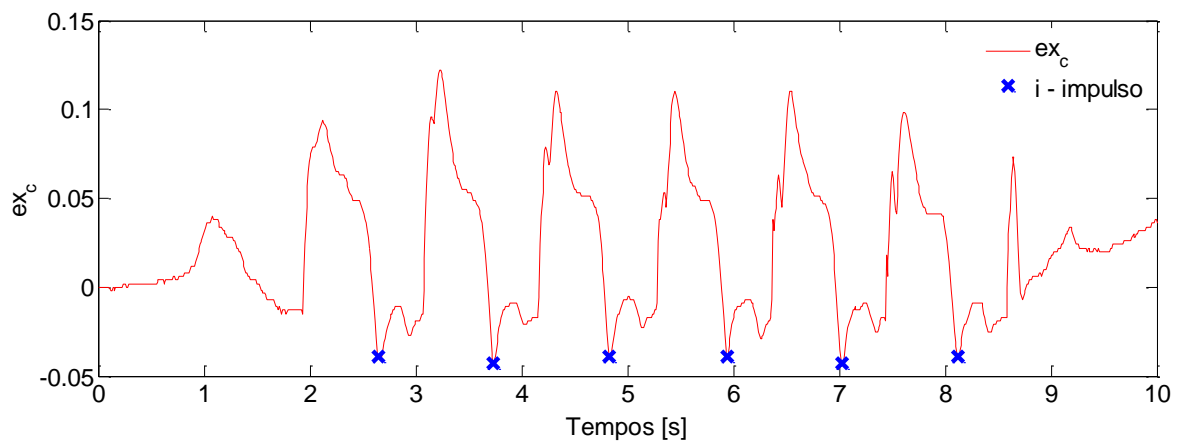


Figura 2.12. Detecção dos picos do impulso – sinal do extensómetro do calcanhar  $ex_c$ .

É de se esperar que o sinal utilizado na detecção dos tempos do impulso  $t_i$  seja o sinal do extensómetro do primeiro metatarsiano  $ex_{m1}$ . Esse sinal não foi utilizado para a detecção dos tempos  $t_i$ , pois a deformação máxima do extensómetro  $ex_{m1}$  ocorre com uma antecedência

de alguns milissegundos em relação ao tempo do impulso  $t_i$ , o máximo do pico  $p$  situando-se antes do impulso  $i$  ao tempo  $t_i$ , como se pode observar na Figura 2.13. Isto acontece devido ao facto de o comprimento do pé ser maior que o comprimento da AFO na zona plantar, que termina aproximadamente na região da cabeça do primeiro metatarsiano. Assim, o extensómetro  $ex_{m1}$  não regista a deformação máxima que devia acontecer no tempo do impulso  $t_i$  ou ao último contato, da fase de apoio, mas sim o momento da primeira falange com o chão, como mostrado na Figura 2.13.

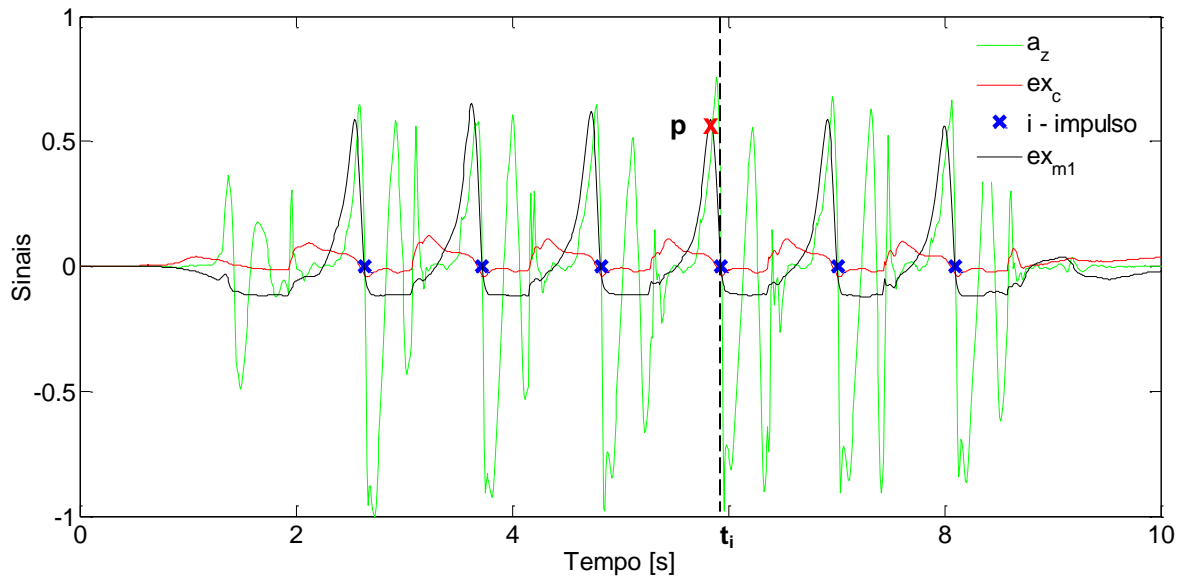


Figura 2.13. Comparação dos sinais  $ex_c$  e  $ex_{m1}$ .

A deteção dos máximos  $i$  dos picos negativos efetuou-se através da mesma função, tendo sido aplicado o mesmo procedimento para eliminar os picos vizinhos desnecessários, tal como no subcapítulo anterior. A partir dos tempos do pico, anteriormente determinados em relação ao sinal  $ex_c$ , foram definidos os tempos do impulso  $t_i$  para o vector do sinal  $a_z$ , após a adição dos zeros e a interpolação dos tempos correspondentes.

### 2.5.2. Marcha com características patológicas

Na marcha com características patológicas, a deteção dos eventos, tanto o contacto como o impulso, efetuou-se a partir do vector dos ângulos  $\dot{\omega}_x$ , obtido pela integração da velocidade angular em torno de eixo  $x$ ,  $\omega_x$ . Os sinais dos extensómetros não foram considerados na deteção dos eventos porque as particularidades dos sinais da marcha espástica apresentam grandes diferenças comparando com os sinais da marcha não espástica. Essas diferenças serão explicadas no subcapítulo 2.6.6. Inicialmente foram aplicados os mesmos procedimentos que os usados na marcha normal, para a identificação dos picos de impulso e de contato, tal como ilustrado na Figura 2.14.

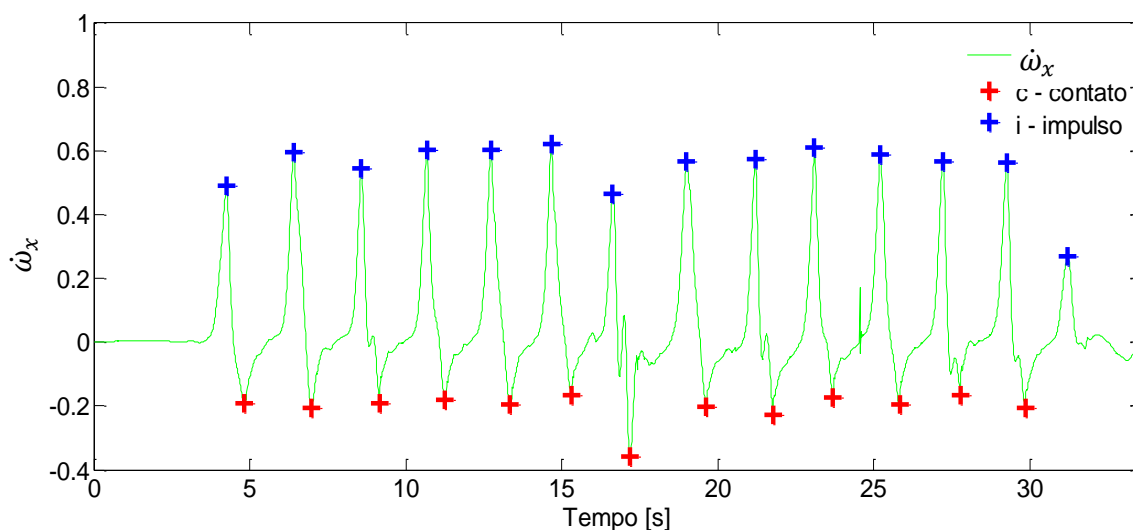


Figura 2.14. Detecção dos eventos – o vector dos ângulos  $\dot{\omega}_x$ .

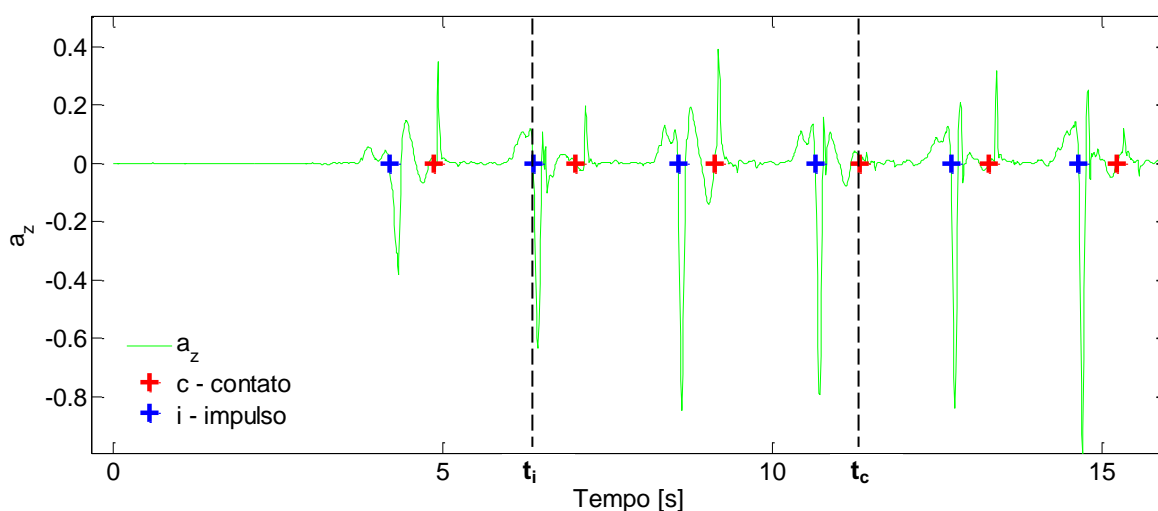


Figura 2.15. Detecção dos eventos - marcha patológica.

Após a obtenção dos tempos dos picos de contacto  $t_c$  e de impulso  $t_i$ , a partir do sinal  $\dot{\omega}_x$ , foram identificados os valores do vector  $a_z$  e os tempos correspondentes (ver Figura 2.15), com a necessária adição dos zeros e execução da interpolação dos tempos correspondentes.

## 2.6. Cálculo dos parâmetros da marcha

Neste ítem definem-se os procedimentos usados no cálculo de um conjunto de parâmetros de marcha considerados clinicamente relevantes para a avaliação de um paciente com características de marcha patológica, nomeadamente: duração da fase de apoio,

velocidade de marcha, comprimento do ciclo de marcha e cadência. Com base na observação dos dados e análise dos mesmos propõe-se a inclusão de um novo parâmetro, definido como índice de confiança e que explica no seguimento da descrição.

### 2.6.1. Duração da fase do apoio

A duração da fase do apoio é dada pela seguinte expressão:

$$t_a = \frac{\sum_{k=1}^n (t_c - t_i)}{n} \quad [s] \quad (26)$$

onde:

$n$  – número de ciclos de marcha,  $1 \leq k \leq n$ ,  $k \in N$ .

### 2.6.2. Velocidade da marcha

Conhecendo-se os tempos da ocorrência do contacto e do impulso, os sinais da aceleração  $a_z$  podem ser divididos em séries de ciclos de marcha. A velocidade da marcha pode ser calculada a partir das velocidades do pé nas fases do balanço  $v_b$ . A aceleração registrada na fase de apoio não é incluída no cálculo da velocidade da marcha sendo uma aceleração angular produzida pelo movimento do pé em torno do tornozelo, durante as fases de AI e impulso. Assim, para obtenção da velocidade  $v_b$ , a aceleração linear  $a_z$  do pé na fase do balanço pode ser integrada a partir de:

$$v_b(t) = \int_{t_i}^{t_c} a_z(t) dt + v_b(t_i) \quad [m/s] \quad (27)$$

onde:

$v_b(t_i)$  – a condição inicial, considerada nula;

$t_i$  – tempo do impulso;

$t_c$  – tempo de contacto.

O sinal do tempo encontra-se no domínio discreto, impedindo a aplicação da integração simbólica. Assim, é aplicado o método de integração numérica, *Runge-Kutta*, de quarta ordem. Na Figura 2.16 são representados os gráficos das velocidades do pé  $v_b$  na fase de balanço. Como se pode observar na mesma figura o sinal da  $a_z$  na fase de balanço do primeiro ciclo de marcha não está integrado, resultando uma velocidade muito inferior ao valor médio, devido ao valor da amplitude da  $a_z$  que estabiliza apenas a partir do segundo ciclo de marcha. Depois do cálculo da média das velocidades  $v_b$ , a velocidade da marcha  $v_m$  é determinada do seguinte modo:

$$v_m = \frac{\bar{v}_b}{1 + t_a} \quad [m/s] \quad (28)$$

onde:

$\bar{v}_b$  - velocidade média do pé na fase do balanço;

$t_a$  - a duração do apoio (ver Figura 2.16).



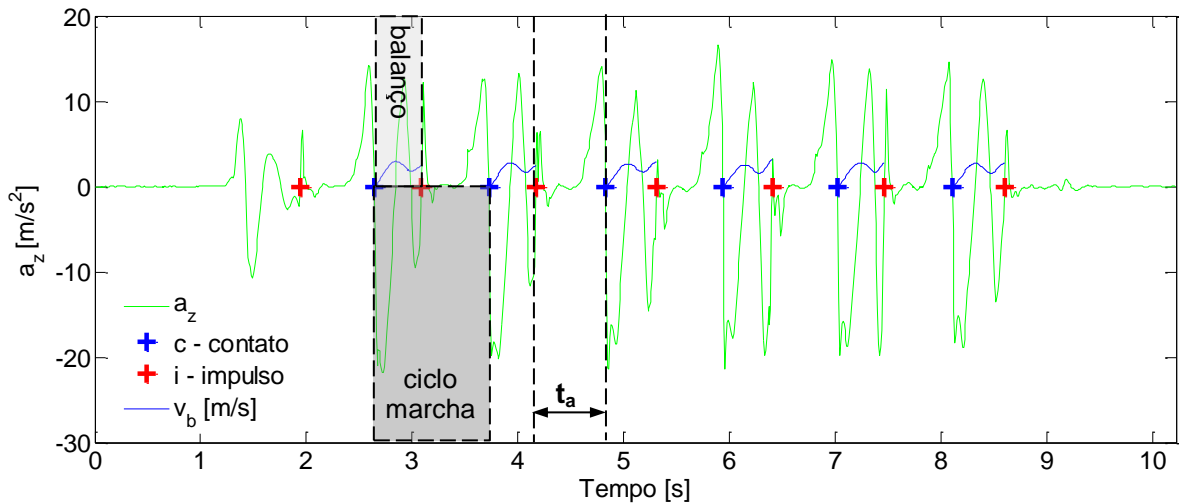


Figura 2.16. Velocidade do pé na fase de balanço.

### 2.6.3. Comprimento do ciclo da marcha

O comprimento da distância  $d_b$  percorrida pelo pé na fase de balanço (ver Figura 2.17) pode ser calculado integrando as velocidades  $v_b$  entre os mesmos limites, de acordo com:

$$d_b(t) = \int_{t_i}^{t_c} v_b(t) dt + d_b(t_i) \text{ [m]} \quad (29)$$

onde:

$d_b(t_i)$  – a condição inicial, considerada nula.

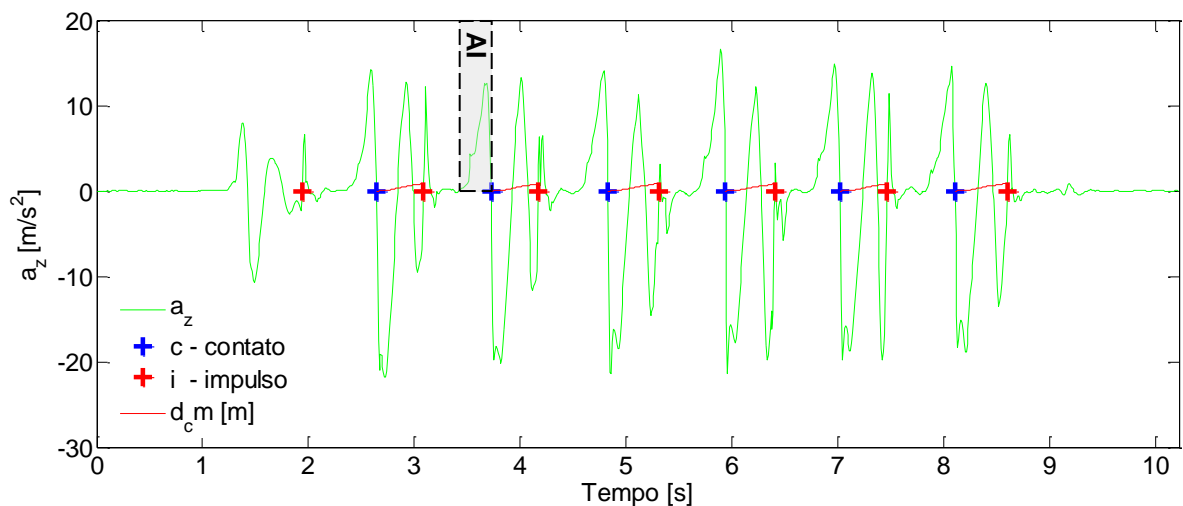


Figura 2.17. Distância percorrida pelo pé na fase de balanço. AI - acomodação intermediária.

Tal como se pode observar na Figura 2.17, o sinal da aceleração na fase AI não se considera na integração, que significa a não inclusão do comprimento do calçado do paciente

$c_{cl}$  na  $d_b$ . Opta-se por adicionar este valor ao cálculo do comprimento do ciclo da marcha  $c_{CM}$ , dado por:

$$c_{CM} = \frac{\sum_{k=1}^n (d_b + c_{cl})}{n} \quad [m] \quad (30)$$

onde:

$c_{cl}$  – comprimento calçado do sujeito;

$n$  – numero de ciclos de marcha,  $1 \leq k \leq n, k \in N$ .

#### 2.6.4. Duração do ciclo da marcha

A duração do ciclo da marcha pode ser determinada a partir da média das diferenças entre os tempos de contacto  $t_c$ :

$$dt_{CM} = \frac{\sum_{k=1}^{n-1} (t_{c(k+1)} - t_{c(k)})}{n-1} \quad [s], 1 \leq k \leq n-1, k \in N \quad (31)$$

#### 2.6.5. Cadência

A cadência é calculada a partir da seguinte expressão:

$$c = \frac{2n}{t_{i(n)} - t_{i(1)}} 60 \quad [passos/min], 1 \leq k \leq n-1, k \in N \quad (32)$$

onde:

$t_{i(n)}$  – último tempo do impulso;

$t_{i(1)}$  – primeiro tempo do impulso.

Note-se que a introdução dos valores 2 e 60 torna consistente a obtenção dos ciclos da marcha em passos por minuto.

#### 2.6.6. Índice de confiança

O índice de confiança  $i_c$  é um parâmetro novo, proposto neste estudo, e que pode ser determinado comparando os sinais do extensómetro  $ex_m$  das três marchas: não patológica, patológica pré tratamento e patológica pós tratamento. Entende-se que a inclusão deste parâmetro pode ajudar a interpretar de modo simples a evolução clínica do paciente.

De modo a enquadrar devidamente este parâmetro inovador, opta-se por apresentar neste ponto alguns resultados obtidos no extensómetro  $ex_m$  (Figura 2.18). Como se pode observar na Figura 2.18a, no caso da marcha normal, a área total, situada debaixo do gráfico do sinal até à abscissa, é muito maior comparando com as mesmas áreas dos sinais restantes, (ver Figura 2.18 b,c). Isto significa que o indivíduo saudável efetua também durante a fase do balanço, da perna com AFO, a mudança do centro da gravidade do seu corpo, ficando a perna aproximadamente alinhada ao eixo do tronco. Deste modo, a tibia não deforma a AFO durante o balanço, deixando a escora na posição neutra, antes de o pé contactar o chão. A seguir,

durante a fase do apoio, a tíbia avança, em torno do tornozelo, e deforma a escora a partir da posição neutra, no sentido do avanço. Assim, o extensómetro  $ex_m$ , sendo submetido a tracção, os picos que ocorrem devido às deformações máximas de tracção, situam-se na parte superior da abscissa.

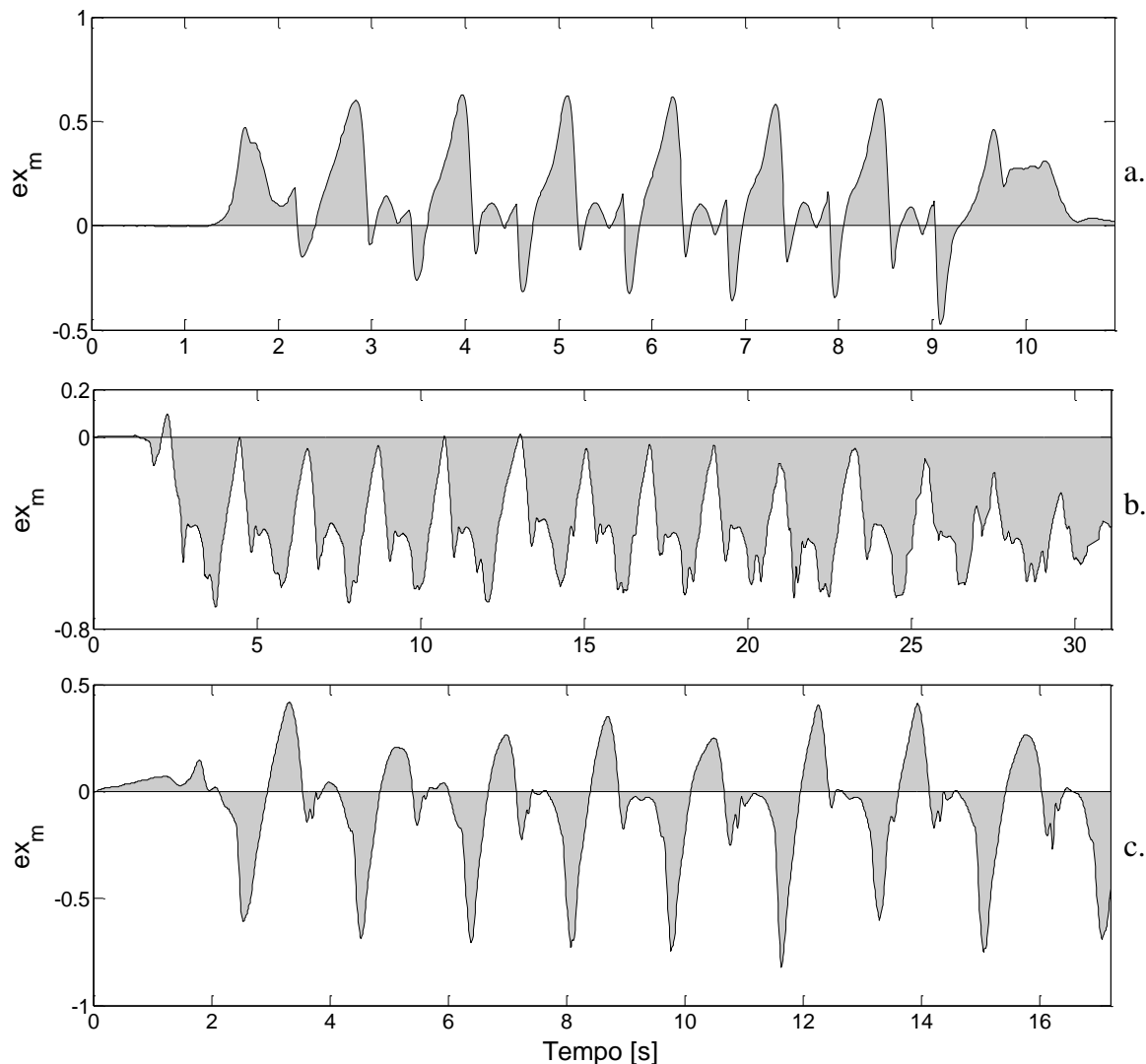


Figura 2.18. Sinais do extensómetro  $ex_m$ . a. marcha normal, b. marcha patológica pré tratamento, c. marcha patológica pós tratamento.

É entendimento do autor, com base na interpretação de resultados, que o paciente pós AVC em fase de pré tratamento efetue a mudança do centro de gravidade do corpo após o pé (com AFO) contactar o chão. Este fato deve-se à “desconfiança” da perna espástica. Assim, a perna, durante o balanço, avança muito em relação ao tronco e deforma a escora na direcção posterior, antes da fase do contacto. Na fase do contacto, com a escora já deformada na direcção posterior, o avanço da tíbia em torno do tornozelo produz uma deformação cujo pico se situa totalmente debaixo da abscissa. Assim, a maioria da área entre o gráfico do sinal e a abscissa encontra-se debaixo da abscissa. Com base nesta interpretação definem-se o valor máximo e mínimo dos resultados da integração dos sinais  $ex_m$ , dos ensaios da marcha normal

e da marcha espástica pré tratamento. Estes dois valores definem os limites para o índice de confiança  $i_c$ , que na avaliação da evolução do tratamento do paciente evoluem de acordo com a taxa de avanço do centro de gravidade do corpo na fase de balanço.

### 3. RESULTADOS E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Atendendo a que a velocidade da marcha é um dos parâmetros de maior importância no contexto deste trabalho, recorreu-se ao método *Bland –Altman* (Bland e Altman, 2010) para comparar a velocidade média estimada a partir da UMI e a velocidade de referência determinada a partir dos tempo do cronómetro. Esta comparação está representada na Figura 3.1, onde cada círculo corresponde a uma diferença entre a velocidade estimada a partir da UMI e a velocidade de referência determinada a partir do cronómetro, para cada ensaio de marcha. A média das diferenças das velocidades da marcha é de  $-0.003$  m/s e os limites de concordância entre  $-0.783$  e  $0.775$  m/s, que foram calculados a partir do valor médio das diferenças,  $-0.003$ , e o desvio padrão,  $\pm 1.96SD$ -s. Estes resultados demonstram a concordância entre os dois métodos utilizados para determinar a velocidade da marcha.

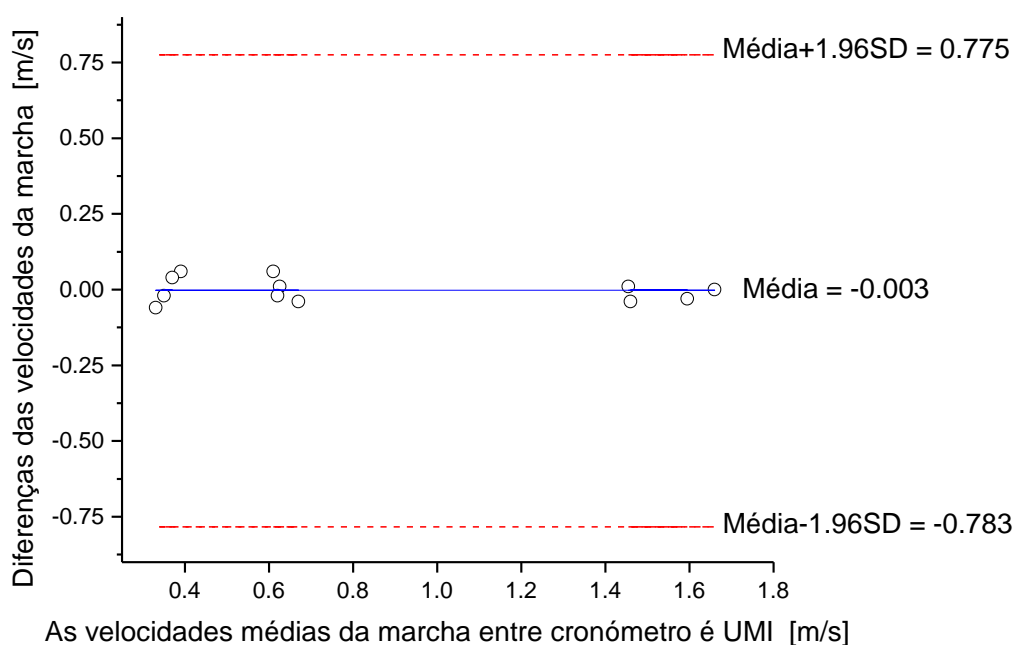


Figura 3.1. Gráfico Bland –Altman para a velocidade estimada a partir da UMI e a velocidade de referência determinada a partir dos tempos do cronómetro.

Os dados recolhidos nos dois voluntários são apresentados de modo resumido na Tabela 1, nomeadamente a marcha normal (voluntário saudável) e a marcha patológica pré e pós tratamento (paciente). Esta tabela contém os valores dos parâmetros já calculados para cada tipo de marcha, assim como o valor médio e o desvio padrão (SD). Complementarmente, no gráfico da Figura 3.2 representam-se os valores médios comparativos para cada um dos parâmetros calculados.

Tabela 3.1. Parâmetros de marcha

	$v_m$ [m/s]	$c_{cl}$ [m]	$dt_a$ [s]	$dt_{CM}$ [s]	$c$ [passos/min]	$i_c$ [%]
Marcha normal	1.46	1.03	0.7	1.14	129	100
	1.66	1.11	0.65	1.11	132	98
	1.44	1.04	0.67	1.1	132	98
	1.58	1.05	0.63	1.06	136	95
<b>Média</b>	<b>1.53</b>	<b>1.06</b>	<b>0.66</b>	<b>1.10</b>	<b>132.25</b>	<b>97.75</b>
SD	0.08	0.03	0.03	0.03	2.49	1.79
Pré tratamento	0.42	0.84	1.47	2.08	62	15
	0.34	0.78	1.63	2.2	59	29
	0.39	0.84	1.55	2.1	62	13
	0.30	0.69	1.53	2.06	62	0
<b>Média</b>	<b>0.36</b>	<b>0.79</b>	<b>1.55</b>	<b>2.11</b>	<b>61.25</b>	<b>14.25</b>
SD	0.05	0.06	0.06	0.05	1.30	10.28
Pós tratamento	0.65	1.04	1.13	1.83	78	81
	0.63	1.07	1.2	1.9	72	39
	0.64	1.04	1.18	1.83	75	47
	0.61	1.03	1.13	1.82	76	64
<b>Média</b>	<b>0.63</b>	<b>1.05</b>	<b>1.16</b>	<b>1.85</b>	<b>75.25</b>	<b>57.75</b>
SD	0.01	0.02	0.03	0.03	2.17	16.18

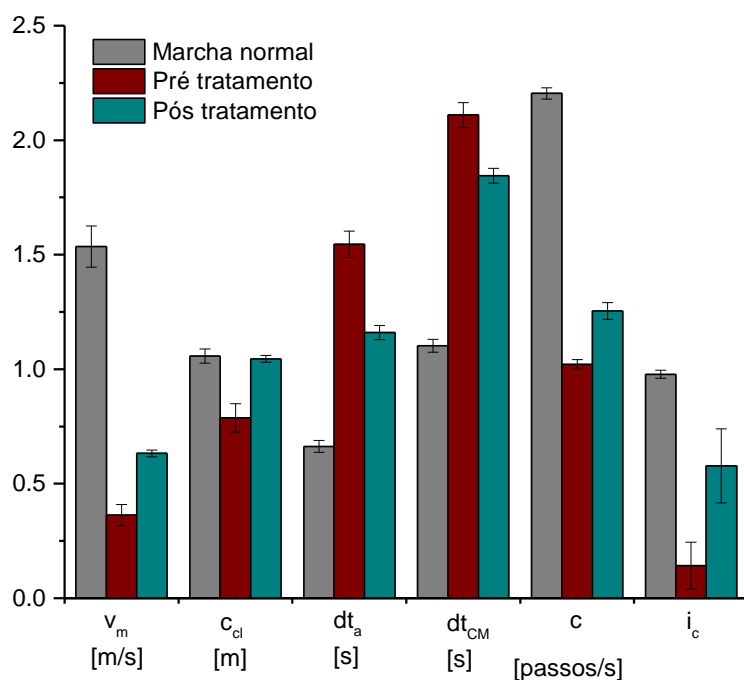


Figura 3.2 Valor médio e desvio padrão de cada parâmetro para os três tipos de marcha

A análise aos dados da Tabela 3.1 e a observação do gráfico da Figura 3.2 permite identificar uma velocidade média da marcha de  $1.53 \pm 0.08$  [m/s] para o voluntário saudável. A velocidade média da marcha no paciente pré tratamento apresenta um valor de  $0.36 \pm 0.05$  [m/s]. Após o tratamento a velocidade subiu para  $0.63 \pm 0.01$  [m/s], um aumento esperado tendo em consideração que o paciente foi avaliado após dois meses do AVC e após 15 dias de administração do tratamento. Este valor de velocidade é da mesma ordem de grandeza da velocidade calculada,  $0.79 \pm 0.23$  [m/s], num estudo que analisou a marcha de 10 indivíduos 2 anos pós AVC (Hongyin e Kaiyu, 2008). Este aumento da velocidade média da marcha é um indicador da eficácia do tratamento administrado ao paciente com a TB, evidenciando uma redução da espasticidade muscular.

Também ao nível do número de passos por minuto se detetou um aumento de  $61.25 \pm 1.30$  passos por minuto (pré tratamento) para  $75.25 \pm 2.17$  passos por minuto (pós tratamento). Este valor também é indicador da eficácia do tratamento aplicado, podendo ser utilizado como indicador da evolução do paciente.

Quanto à duração do ciclo de marcha, com um valor de referência de  $1.10 \pm 0.03$  [s] para o voluntário saudável, teve um registo de  $2.11 \pm 0.05$  [s] no paciente pré tratamento. Também este indicador está em linha com a melhoria do paciente, apresentando uma média de  $1.85 \pm 0.03$  [s] após tratamento, aumentando para valores mais próximos do voluntário saudável. Paralelamente, e em consonância com a avaliação positiva da evolução do paciente, observa-se um claro aumento no comprimento da sua passada  $0.79 \pm 0.06$  [m] para  $1.05 \pm 0.02$  [m], com uma referência de  $1.06 \pm 0.03$  [s].

De modo a garantir a confiabilidade dos resultados obtidos, foi aplicado o teste *t Student*, para amostras de tamanhos e variâncias diferentes, que permitiu analisar a significância das diferenças entre os valores de integração dos sinais do  $ex_m$  da marcha normal e da marcha parética, pré e pós tratamento. O mesmo teste, para amostras de tamanhos iguais e variâncias diferentes, foi aplicado também entre os valores de integração, dos sinais do  $ex_m$ , da marcha pré e pós tratamento. Esta análise conduziu a probabilidades de  $p_1 = 0.001$  e  $p_2 = 0.046$  para cada caso, como apresentado na Tabela 3.2. Foi calculado também o coeficiente de correlação,  $r_1 = -0.97$ , entre todos os valores das velocidades  $v_m$  da marcha e todos os valores dos tempos de apoio  $dt_a$ , como também o coeficiente,  $r_2 = 0.99$ , entre todos os valores  $v_m$  e todos os valores das cadências  $c$ , (ver Tabela 3.2).

Importa ainda referir que os dados fornecidos pelos extensómetros  $ex_m$  e  $ex_c$  se mostraram suficientes para a deteção dos eventos da marcha, assim como também para o cálculo do  $i_c$ . Os dados fornecidos pelos extensómetros restantes foram muito semelhantes, excetuando os dos extensómetros  $ex_{m1}$  e  $ex_{m5}$ , comprometidos pelo comprimento da AFO na zona plantar, tal como referido no subcapítulo 2.5.1.2. Esta evidência mostra que a informação do comportamento estrutural na zona central do apoio da AFO, assim como na zona do calcanhar é suficiente. Por outro lado, permite concluir que dois extensómetros são suficientes para a implementação do método de identificação, tornando o processo mais

económico, já que além de necessitar de menos extensómetros, também permite a aplicação de um *Arduíno* com menos canais.

Tabela 3.2 Indicadores estatísticos

	$dt_a$ [s]	$v_m$ [m/s]	$c$ [passos/s]	$\int ex_m$ (normal)	$\int ex_m$ (pré+pós)	$\int ex_m$ (pré)	$\int ex_m$ (pós)
	0.7	1.46	129	1.3	-9.3	-9.3	-1.1
	0.65	1.66	132	1.1	-7.6	-7.6	-6.3
	0.67	1.44	132	1	-9.6	-9.6	-5.4
	0.63	1.58	136	0.7	-11.2	-11.2	-3.2
	1.47	0.42	62		-1.1		
	1.63	0.34	59		-6.3		
	1.55	0.39	62		-5.4		
	1.53	0.3	62		-3.2		
	1.13	0.65	78				
	1.2	0.63	72				
	1.18	0.64	75				
	1.13	0.61	76				
$r_1$	-0.97						
$r_2$		0.99					
$p_1$				0.001			
$p_2$						0.046	

Um dos aspetos importantes de se realçar neste estudo é o facto de que os dois algoritmos desenvolvidos e utilizados, tanto o algoritmo para a detecção dos eventos, como o que permite executar o tratamento dos dados são fiáveis para se utilizar em futuras aplicações. A fiabilidade dos algoritmos ficou demonstrada pela pequena diferença entre os valores das velocidades da marcha calculadas e determinadas utilizando o cronómetro. Todas as diferenças entre as velocidades determinadas através dos dois métodos se situam entre os limites de concordância. Este conjunto de evidências mostra que os dois métodos de estimação da velocidade da marcha são intercambiáveis.

Os valores da velocidade da marcha do paciente, como era de se esperar são inferiores aos registados para o sujeito não parético. No entanto, esses valores da velocidade da marcha do sujeito hemiparético, monitorizadas no tempo, permitem observar uma melhoria significativa após o tratamento com TB. O valor dessa evolução apresenta uma tendência



nítida para aumentar, e demonstra a aplicabilidade da metodologia de avaliação desenvolvida no acompanhamento de pacientes pós AVC.

As probabilidades calculadas através dos testes t *Student*,  $p = 0.001 < 0.05$  e  $p = 0.046 < 0.05$ , indicam uma diferença estatística significativa, que rejeitam a hipótese nula, nomeadamente que as diferenças das médias das pares das amostras são nulas. Isso significa que as diferenças que se evidenciam entre as médias das amostras variam com o grau de confiança do paciente de mudar o centro de gravidade do corpo, do pé saudável para o pé espástico. Portanto o novo índice  $i_c$  definido neste trabalho, denominado índice de confiança, é válido, confirmado também pelo aumento do valor desse de  $14.25 \pm 10.28\%$  para  $57.75 \pm 16.18\%$ , do paciente pré e pós tratamento, respectivamente.

Os dois factores de correlação determinados nesse estudo,  $r_1 = -0.97$ , e  $r_2 = 0.99$ , tiveram valores muito próximas ao valor -1 e 1, que seria o valor de correlação máxima, -1 para correlações inversas e 1 para diretas. Como era de se esperar, o factor  $r_1$  tem o valor negativo, sendo que reflecte a correlação entre a velocidade da marcha e o tempo do apoio, e que como mostrado, o valor da velocidade da marcha aumenta com a diminuição do tempo de apoio. Já o factor  $r_2$  tem o valor positivo, devido a correlação direta entre a velocidade da marcha e a cadência. Esses resultados demonstram mais uma vez a fiabilidade dos dados recolhidos e calculados utilizando o método aqui desenvolvido.



## 4. CONCLUSÕES

O trabalho desenvolvido nesta dissertação teve o seu enquadramento no âmbito da Biomecânica de Reabilitação e o acompanhamento de uma equipa médica do Hospital Rovisco Pais. Pretendeu-se desenvolver uma metodologia simples de implementar e que permita o acompanhamento da evolução do tratamento de pacientes pós AVC. Atendendo a que este tipo de pacientes utiliza uma AFO, entendeu-se estudar a viabilidade de enquadrar o desenvolvimento da metodologia em estudo com a instrumentação da AFO tirando proveito da informação estrutural deste dispositivo de apoio. No seguimento do trabalho desenvolvido e análise de resultados podem-se apresentar o conjunto de comentários e conclusões que se enumeram.

1. A informação estrutural da AFO do paciente pode ser utilizada como instrumento de acompanhamento da evolução do seu tratamento;

2. A introdução de uma UMI permite classificar e detetar os eventos de marcha que permitem uma avaliação clínica da evolução do paciente;

3. A combinação única e inovadora de uma UMI com extensómetros, aplicados a uma AFO, torna-a num instrumento portátil capaz de detectar com precisão parâmetros importantes e essenciais na análise da evolução da marcha pós AVC. Este fato torna a avaliação biomecânica do paciente possível de realizar sem recurso a um laboratório específico de marcha, sendo a metodologia possível de implementar de modo simples e económico nas diversas unidades de recuperação deste tipo de pacientes, assim como em monitorização remota, no ambiente do paciente;

4. Além disso, o facto do dispositivo de monitorização da marcha ser fixo a uma AFO, que já tem como objetivo controlar e corrigir a marcha dos pacientes pós AVC, torna o método aqui desenvolvido fácil de introduzir em qualquer tipo de AFO;

5. A introdução de um parâmetro novo, definido como índice de confiança permite obter mais um indicador simples da evolução do tratamento do paciente. O facto de este indicador poder ser obtido apenas a partir de dois extensómetros torna-o ainda mais atrativo para a sua utilização;

6. A metodologia desenvolvida assentou na sua aplicação através de uma AFO instrumentada como protótipo. Tal como qualquer protótipo, existem aspetos que podem e devem ser melhorados, havendo diversas ideias que tornarão a metodologia desenvolvida bastante mais simples e eficaz. Um dos exemplos passa por ajustar a calibração programática dos extensómetros de modo automático, assim como reduzir a dimensão e massa da box de registo. Estes aspetos encontram-se já em fase de estudo. Contudo, um dos aspetos de melhoria mais importantes passa pela migração da aplicação utilizada na análise da marcha para uma plataforma móvel, i.e. *Android* ou *iOS*. Esta migração permitirá a utilização desta metodologia no quotidiano da vida do paciente, sem necessidade de presença no Hospital. De

facto, atendendo ao baixo custo deste tipo de sensores, uma AFO instrumentada pode tornar-se acessível à maioria dos pacientes, que no seu quotidiano podem registar dados e enviar o registo via email para a equipa médica que monitorizará à distância a sua evolução. Um aspeto complementar poderá estar na introdução de uma componente de bio feedback na plataforma móvel, que pela simples observação de alguns resultados pelo pacientes o possam motivar e estimular a melhorar a sua performance no tratamento indicado pelo médico.

7. Uma observação final com enquadramento no paciente voluntário para a execução deste estudo e teste da metodologia. Seguramente acompanhado por uma equipa médica altamente qualificada, foi notória a evolução do paciente. O paciente terá efetuado diversos exercícios que conduziram à sua melhoria, mas importa aqui referir a aplicação da toxina botulínica, que, pelos resultados obtidos teve um papel determinante na melhoria do paciente.

**Bibliografia**

- Alvarez, J. et al., (2007). *Multisensor approach to walking distance estimation with foot inertial sensing*. Lyon: Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS.
- Aminian, K. et al., (2002). *Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes*. Journal of Biomechanics, Vol. 35, Issue 5, pp. 689–699.
- Antonelli, K., Ko, J., Ku, S., (1999). Resistive Displacement Sensors. In: J. G. Webster, ed. *The Measurement, Instrumentation and Sensors Handbook*. Boca Raton: CRC Press LLC.
- Bachman, E., (2000). *Inertial and magnetic tracking of limb segment orientation for inserting humans in synthetic environments*. s.l.: Naval postgraduate school.
- Baldwin G., Mahony R., Trumpf J., Hamel T., (2007). *Complementary filter design on the Special Euclidean group SE(3)*. Kos: European Control Conference.
- Bartonek, A., Eriksson, M., Gutierrez-Farewik, E. M., (2007). *A new carbon fibre spring orthosis for children with plantar flexor weakness*. Gait & Posture, Vol. 25. Issue 4, pp. 652-656.
- Bigalke, H., Dressler, D., Jankovic, J., (2004). *Basic and therapeutic aspects of neurotoxins*. Mov Disord (suppl 8) , pp. 19:S1-S4 .
- Bland, J., Altman, D., (2010). *Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement*. International Journal of Nursing StudStudies, Vol. 47, Issue 8, pp. 931-936.
- Blaya, J. A., Herr, H., (2004). *Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait*. IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng., Vol. 12, Issue 1, pp. 24-31.
- Bortz, J., (1971). *A new mathematical formulation for strapdown inertial navigation*. IEEE Trans. Aerosp. and Elec. Sys., Vol. 7, Issue 1, pp. 61-66.
- Burgen, A., Dickens, F., Zatman, L., (1949). *The action of botulinum toxin on the neuromuscular junction*. The Journal of Physiology , Vol. 109, Issue 1-2, pp. 10-24.
- Burridge, J., et al., (1997). *The effect of common peroneal stimulation on the effort and speed of walking — a randomised controlled trial with chronic hemiplegic subjects*. Clinical Rehabilitation, Vol 11, Issue 3, pp. 201-210.

- 
- Bussmann J.B.J. et al., (1995). *Ambulatory Monitoring of Mobility-Related Activities: the Initial Phase of the Development of an Activity Monitor*. European Journal of Physical and Medical Rehabilitation, Vol. 5, Issue 1, pp. 2-7.
- Chelbourn, G., Busic, A., Graham, K., Stucky, H., (2007). *Fascicle length change of the human tibialis anterior and vastus lateralis during walking*. Orthopaedic Journal of Sports Medicine, Vol. 37, Issue 7, pp. 372-379.
- Chihiro, M., Shohei, O., Satoru, M., (2009). *Analysis of stroke patient walking dynamics using a tri-axial accelerometer*. Gait & Posture, Vol. 30, Issue 1, pp. 60-64.
- Dufek, J.S., Neumann, E.S., Hawkins, M.C., (2014). *Functional and dynamic response characteristics of a custom composite ankle foot orthosis for Charcot–Marie–Tooth patients*. Gait & Posture, Vol. 39, Issue 1, pp. 308-313.
- Elbestawi, M.A., (1999). Force Measurement. In: J. G. Webster, ed. *The Measurement, Instrumentation and Sensors Handbook*. Boca Raton: CRC Press LLC.
- Elwenspoek, M., Wiegerink, R., (2001). *Mechanical Microsensors*. New York:Springer-Berlin Heidelberg.
- Eng, J., Chu, K., (2002). *Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol. 83, Issue 8, pp. 1138-1144.
- Euston, M., et al., (2008). *A Complementary Filter for Attitude Estimation of a Fixed-Wing UAV*. Nice, IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems.
- Galli, M., et al., (2010). *Gait patterns in hemiplegic children with Cerebral Palsy: Comparison of right and left hemiplegia*. Research in Developmental Disabilities, Vol. 31, Issue 6, pp. 1340-1345.
- Godfrey, A., Conway, R., Meagher, D., O'Laighin, G., (2008). *Direct measurement of human movement by accelerometry*. Medical Engineering & Physics, Vol. 30, Issue 10, pp. 1364–1386..
- Goldie, P., Matyas, T., Evans, O., (1996). *Deficit and change in gait velocity during rehabilitation after stroke*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol. 77, Issue 10, pp. 1074-1082.
- Gordon, K.E., Sawicki, G. S., Ferris, D.P., (2006). *Mechanical performance of artificial pneumatic muscles to power an ankle-foot orthosis*. Journal of Biomechanics, Vol. 39, Issue 10, pp. 1832-1841.
- Haeuber, E. et al., (2004). *Accelerometer monitoring of home- and community-based ambulatory activity after stroke*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol. 85, Issue 12, pp. 1997-2001.
-

- Hidler, J.M., Wall, A.E., (2005). *Alterations in muscle activation patterns during robotic-assisted walking*. *Clinical Biomechanics*, Vol. 20, Issue 2, pp. 184-193.
- Hongyin, L., Kaiyu, T., (2008). *The reliability of using accelerometer and gyroscope for gait event identification on persons with dropped foot*. *Gait & Posture*, Vol. 27, Issue 2, pp. 248-257.
- Hsu, J.D., Michael, J.W., Fisk, J.R., (2008). *AAOS atlas of orthoses and assistive devices, 4th edition*. Philadelphia: Mosby-Elsevier.
- Kaiyu, T., Malcolm, H.G., (1999). *A practical gait analysis system using gyroscopes*. *Medical Engineering & Physics*, Vol. 21, Issue 2, pp. 87-94.
- Kalman, R.E., (1960). *A new approach to linear filtering and prediction problems*. *Journal of Basic Eng*, Vol. 82, Series D, pp. 35-45.
- Kalpakjian, S., Schmid, S. R., (2009). *Manufacturing Engineering and Technology, sixth edition*. Upper Saddle River, New Jersey: Prentice Hall.
- Kavanagh, J., Morrison, S., James, D., Barrett, R., (2006). *Reliability of segmental accelerations measured using a new wireless gait analysis system*. *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, Issue 15, pp. 2863-2872.
- Knutsson, E., (1994). *Can gait analysis improve gait training in stroke*. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine. Supplement*, Vol. 30, pp. 73-80.
- Lance, J., (1980). *Symposium synopsis*. In: Feldmann, R.G., Young, R.R., Koella, W.P., eds. *Spasticity: disordered motor control*. Chicago: Year Book Medical Publishers
- Lau, H., L., Tong, K., Zhu, H., (2008). *Support vector machine for classification of walking conditions using miniature kinematic sensors*. *Human Movement Science*, Vol. 28, Issue 4, pp. 504-514.
- Li, Q., Young, M., Naing, V., Donelan, J., (2010). *Walking speed estimation using a shank-mounted inertial measurement unit*. *Journal of Biomechanics*, Vol. 43, Issue 8, pp. 1640-1643.
- Luinge, H., 2002. *Inertial Sensing of Human Movement Ph.D. thesis*. Twente University Press.
- Mackay, J., Mensah, G.A., (2004). *The atlas of heart disease and stroke*. Geneva: World Health Organization.
- Major, R.E., Hewart, P.J., MacDonald, A.M., (2004). *A new structural concept in moulded fixed ankle foot orthoses and comparison of the bending stiffness of four constructions*. *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 28, Issue 1, pp. 44-48.

- 
- Mansfield, A., Lyons, G.M., (2003). *The use of accelerometry to detect heel contact events for use as a sensor in FES assisted walking*. Medical Engineering & Physics, Vol. 25, Issue 10, pp. 879-885.
- Meehan, P., Moloney, K., (2010). *Basic Principles of Operation and Applications of the Accelerometer*. Limerick Institute of Technology.
- Moe-Nilssen, R., (1998). *A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part I: the instrument*. Clinical Biomechanics, Vol. 13, Issue 4-5, pp. 320-327.
- Moe-Nilssen, R., Helbostad, J., (2002). *Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing*. Gait & Posture, Vol. 16, Issue 1, pp. 60-68.
- Morris, A.S., (2001). *Measurement and Instrumentation Principles*. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Mudge, S., Stott, N.S., (2007). *Outcome measures to assess walking ability following stroke: a systematic review of the literature*. Physiotherapy, Vol. 93, Issue 3, pp. 189-200.
- Murry, M., Drought, A., Koty, R., (1964). *Walking patterns of normal men*. J Bone Joint Surg, Vol. 46A, Issue 2, pp. 335-360.
- Nocera, J. et al., (2010). *Knee extensor strength, dynamic stability, and functional ambulation: are they related in Parkinson's disease?*. Archive Physical Medical Rehabilitation, Vol. 91, Issue 4, pp. 589-595.
- Olney, S.J., Richards, C., (1996). *Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics*. Gait & Posture, Vol. 4, Issue 2, pp. 136-148.
- Pappas, I.P.I. et al., (2004). *A reliable gyroscope-based gait-phase detection sensor embedded in a shoe insole*. IEEE Sensors Journal, Vol. 4, Issue 2, pp. 268-274.
- Roaas, A., Andersson, G.B.J., (1982). *Normal range of motion of the hip, knee and ankle joints in male subjects, 30-40 years of age*. Acta orthop.scand., Vol. 53, pp. 205-208
- Persch, L., Ugrinowitsch, C., Pereira, G., Rodacki, A., (2009). *Strength training improves fall-related gait kinematics in the elderly: a randomized controlled trial*. Clinical Biomechanics, Vol. 24, Issue 10, pp. 819-825.
- Rong, Z., Dong, S., Zhaoying, Z., Wang, D., (2007). *A linear fusion algorithm for attitude determination using low cost MEMS-based sensors*. Measurement, Vol. 40, Issue 3, pp. 322-328.
- Rose, J.D., Martorana, V.J., (2011). *The Foot Book: A Complete Guide to Healthy Feet*. s.l.:The Johns Hopkins University Press.
-



Sabatini, A.M., Martelloni, C., Scapellato, S., Cavallo F., (2005). *Assessment of Walking Features From Foot Inertial Sensing*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 52, Issue 3, pp. 486-494.

Smith, W.F., (1998). *Princípios de ciência e engenharia de materiais*. Alfragide: McGraw-Hill.

Titterton, D.H., Weston, J.L., (2004). *Strapdown Inertial Navigation Technology - 2nd edition*. s.l.:The Institution of Electrical Engineers.

Whelchel, D., Brehmer, T., Brooks, P., (2004). *Molecular targets of botulinum toxin at the mammalian neuromuscular junction*. Mov Disord (suppl 8) , Vol. 19, pp. S7-S16.

Woodman, O.J., (2007). *An introduction to inertial navigation*, Cambridge: University of Cambridge.

Zijlstra, W., Aminian, K., (2007). *Mobility assessment in older people: new possibilities and challenges*. European Journal of Ageing , Vol.4, pp. 3-12.