Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Ana Margarida Faria Tereso

Estudo e Avaliação da adaptação andarilho-doença do utilizador

outubro de 2014

Ana Margarida Faria Tereso **Estudo e Avaliação da adaptação andarilho-doença do utilizador**

UMinho | 2014



Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Ana Margarida Faria Tereso

Estudo e Avaliação da adaptação andarilho-doença do utilizador

Dissertação de Mestrado
Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica
Ramo Eletrónica Médica

Trabalho efetuado sob a orientação da
Professora Doutora Cristina Santos
e do
Dr. Manuel Vieira da Silva

outubro de 2014

Agradecimentos

Um especial agradecimento à minha orientadora, Professora Doutora Cristina Santos, pelo apoio, incentivo, atitude positiva e boa disposição ao longo da elaboração desta dissertação, para que tudo corresse da melhor forma. Ao meu coorientador Dr. Vieira da Silva pela ajuda que nos proporcionou, permitindo estabelecer o contacto com o Hospital de Braga, como também a realização de estudos com os pacientes.

À grande Maria Martins, um profundo agradecimento por todo o apoio, disponibilidade, dedicação e paciência prestada e, acima de tudo, pela amizade e admiração que ficou.

Aos meus colegas do grupo ASBG, agradeço pelo apoio e ajuda que cada um deles me concedeu, em especial ao VItor Faria. A todos agradeço os bons momentos, boa disposição e alegria no laboratório. E claro a todos os voluntários que participaram nas experiências.

Queria também agradecer ao Professor Paulo Carvalhal, Luis Gonçalves e Lino Costa pela disponibilidade, ajuda e conselhos que partilharam em alguns momentos durante a realização do meu trabalho.

À Dra. Catarina Matias e à terapeuta Tânia Pereira do Hospital de Braga, que também contribuíram para que fosse possível a realização dos testes com os pacientes.

Aos técnicos da Oficina do Departamento de Eletrónica Industrial da Universidade do Minho, Senhor Carlos Torres, Ângela Macedo e Joel Almeida, muito obrigada pela prontidão dos trabalhos e pela simpatia com que sempre me receberam.

Aos meus amigos e companheiros de curso pelo incentivo, carinho, amizade e pela certeza que permanecerão na minha vida.

Finalmente, um agradecimento muito especial aos meus pais e às minhas irmãs, que desde sempre me guiaram e permitiram que eu chegasse onde cheguei e, ainda, por me incentivarem a ser melhor todos os dias.

Resumo

Este trabalho está inserido num projeto do grupo de investigação ASBG (*Adaptive System Behavior Group*), do CAR (Controlo, Automação e Robótica) do Centro de Investigação ALGORITMI da Universidade do Minho.

Nos dias de hoje, assiste-se a um aumento da utilização do andarilho durante a fase de reabilitação. Contudo, os terapeutas avaliam os pacientes durante esta fase através de observação e testes subjetivos. Assim, é necessário a utilização de uma ferramenta capaz de quantificar o movimento e a estabilidade dos pacientes em marcha assistida, providenciando uma avaliação clínica objetiva. Neste sentido, realizou-se uma intensa pesquisa e, até então, do conhecimento dos autores, não foram encontrados estudos que avaliem a marcha assistida com nenhum dispositivo de assistência, mas apenas em marcha livre. Como tal, a avaliação objetiva durante a marcha assistida foi considerada como um dos objetivos deste trabalho. Assim, é apresentado uma revisão da literatura relativa aos dispositivos de assistência convencionais, com especial ênfase nos andarilhos, e mais especificamente, nos seus riscos e benefícios. Adicionalmente, efetuou-se um levantamento relacionado com a marcha, em termos de sistemas de classificação, avaliação e desordens mais frequentes. Relativamente à avaliação objetiva, por intermédio de dois sensores inerciais triaxias, dispostos ao nível do tornozelo e do quadril, foi possível avaliar a marcha assistida de pacientes diagnosticados com Osteoartrose no joelho, sujeitos à cirurgia de Artroplastia Total do joelho. Os testes foram realizados no Hospital de Braga e em 2 períodos diferentes. Com o intuito de comparação, os pacientes realizaram os testes com muletas, andarilho de 4 pontas e de 4 rodas com suportes de antebraço. Para finalizar, foi produzido um sistema sensorial de forma a identificar estados do utilizador, em tempo real, durante a marcha assistida com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços. O algoritmo foi validado em pessoas saudáveis.

Com esta dissertação foi possível verificar que, de facto, apesar das diferenças dos sinais de aceleração entre os dispositivos de assistência estudados, foi possível identificar os eventos de marcha. Verificou-se que o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços proporciona um movimento contínuo e fornece o devido suporte ao utilizador. Por fim, o desenvolvimento do sistema sensorial foi alcançado com sucesso, conseguindo, identificar diferentes estados do utilizador, como quedas, peso aplicado sobre o andarilho, entre outros.

Abstract

This work is included in the project of the research group Adaptive System Behaviour Group (ASBG-www.asbg.dei.uminho.pt), of the Control, Automation and Robotics (CAR), Center ALGORITMI in University of Minho.

The use of the walker in rehabilitation has been increasing. However, therapists evaluate patient's rehabilitation by observation and subjective tests. Thus, it is necessary the use of an assistive tool which can measure and quantify the patient's gait-assisted movement and stability, providing an objective clinical assessment. In this way, it was performed an intensive research and, as far as the authors know, there are no studies that evaluate assisted gait, with the help of wearable sensors, with any assistive device. Only studies concerning non-assisted gait were found. Thus, the quantitative evaluation of assisted gait by using wearable sensors was considered as one of the main goals of this work.

In this work, it is presented a literature review of conventional assistive devices, specially focused on walkers, more specifically, on its risks and benefits. Additionally, it was done a research based on gait, in terms of, systems of classification, evaluation and more frequent gait disorders. The work includes a quantitative evaluation of the assisted gait in patients diagnosed with knee Osteoarthritis that suffered the surgery Total Knee Arthroplasty. Patients were using two inertial sensors (3 axis), located at the ankle and the hip. Tests were performed at Braga Hospital in 2 different periods. For the purpose of comparison, the patients performed the tests with crutches, standard walker and rollator (walker with 4 wheels) with forearm supports. Finally, it was proposed a sensorial system for identification of patterns and behaviours, in real time, during assisted gait, only with rollator, for healthy people.

With this work it was possible to verify that, despite the differences that were detected on the signals between assistive devices, it was possible to identify the proposed gait events. It was verified that the rollator provides a continuous movement and with the required support for its user. Finally, the development of the sensorial system was successfully reached, achieving the identification of different behaviours of the user, like falls, overweight loaded in the walker, and others.

Índice

Agradecimentos ..... **iii**

Resumo ..... **v**

Abstract ..... **vii**

Índice ..... **ix**

Índice de Figuras ..... **xiii**

Índice de Tabelas ..... **xvii**

Lista de Acrónimos ..... **xix**

Capítulo 1 - Introdução **1**

1.1. Motivação 1

1.2. Contexto 2

1.3. Objetivos 3

1.4. Resultados da Dissertação 3

1.5. Estrutura da Dissertação 4

1.6. Publicações 4

Capítulo 2 – Estado de Arte **7**

2.1. Marcha Livre 7

2.1.1. Ciclo de Marcha 7

2.1.2. Sistemas de Classificação dos padrões de marcha sem dispositivo 10

2.1.3. Desordens na marcha 13

2.1.4. Condições médicas que afetam a marcha e o equilíbrio 18

2.1.5. Testes Clínicos 22

2.1.5.1 Avaliação Qualitativa 22

2.1.5.2 Avaliação Quantitativa 27

2.1.6. Caraterização da Marcha 30
2.1.6.1 Deteção dos eventos da marcha 31
2.1.6.2 Avaliação da postura e do equilíbrio 36
2.2. Marcha Assistida 42
2.2.1. Dispositivos de assistência convencionais 42
2.2.1.1 Seleção do dispositivo de assistência 46
2.2.2. Classificação da marcha assistida 47
2.2.3. Benefícios e Riscos dos andarilhos 51
2.2.3.1 Estudos realizados com mais do que um tipo de andarilho 52
2.2.3.2 Estudos realizados com andarilhos de 4 pontas 56
2.2.3.3 Estudos realizados com andarilhos de 2 rodas 59
2.2.3.4 Estudos realizados com andarilhos de 4 rodas 60
2.2.3.5 Discussão final 63

Capítulo 3 – Projeto ABSG: Andarilho 67

3.1. Apresentação do projeto ASBG 67
3.2. Descrição do andarilho 68
3.3. Arquitetura de aquisição e processamento dos sinais 69
3.4. Avaliação da segurança do utilizador 71
3.5. Implementação de algoritmos para a caracterização da marcha 72
3.5.1. Deteção de eventos de marcha 75
3.5.2. Avaliação do controlo postural, harmonia e estabilidade da marcha 77

Capítulo 4 – Avaliação da performance de pacientes com Osteartrose do joelho com diferentes dispositivos de assistência 81

4.1. Objetivo 81
4.2. Osteartrose do joelho 82
4.3. Especulação dos resultados: Análise teórica 83
4.4. Metodologia 85
4.4.1. Participantes 85
4.4.1.1 Critérios de Inclusão e Exclusão 86
4.4.2. Protocolo Experimental 86
4.4.3. Parâmetros Analisados 88

4.4.3.1 Parâmetros espácio-temporais da marcha 89
4.4.3.2 Parâmetros relativos ao controlo postural, harmonia e estabilidade da marcha 90
4.4.3.3 Avaliação Observacional 91
4.4.4. Análise Estatística 92
4.5. Resultados 93
4.5.1. Análise Exploratória 96
4.5.1.1 Parâmetros espácio-temporais da marcha 96
4.5.1.2 Parâmetros relativos ao controlo postural, harmonia e estabilidade da marcha 97
4.5.2. *MANOVA* com medidas repetidas 98
4.5.2.1 Parâmetros espácio-temporais da marcha 98
4.5.2.2 Parâmetros relativos ao controlo postural, harmonia e estabilidade da marcha 103
4.5.3. Estudo Estatístico (média e desvio-padrão) 108
4.5.3.1 Parâmetros espácio-temporais da marcha 109
4.5.3.2 Parâmetros relativos ao controlo postural, harmonia e estabilidade da marcha. 112
4.5.4. Avaliação Observacional 116
4.6. Discussão 119
4.6.1. Parâmetros espácio-temporais da marcha 120
4.6.2. Parâmetros relativos ao controlo postural, harmonia e estabilidade da marcha 127
4.6.3. Avaliação Observacional 133
4.7. Conclusão 136

Capítulo 5 – Estudo e deteção de diferentes estados durante a marcha assistida com o andarilho: Máquina de Estados 139

5.1. Objetivo 139
5.2. Descrição do material utilizado 140
5.3. Implementação Eletrónica 142
5.3.1. Componente de *Hardware* 142
5.3.2. Componente de *Software* 150

5.3.2.1 Fase *Offline*..... 150

5.3.2.2 Fase *Online*..... 162

Capítulo 6 – Conclusão e Trabalho Futuro..... 167

Bibliografia 171

Anexos 187

Índice de Figuras

Figura 2.1 - Ciclo de marcha com identificação das 2 fases (apoio e balanço), das 8 sub-fases do ciclo e dos 3 períodos pelo qual se pode dividir, alternativamente, a fase de apoio. Adaptado de (Barela 2005). 9

Figura 2.2 – Representação do comprimento de passo e da passada (Barela 2005). 10

Figura 2.3 - Esquemático representativo do Sistema de Classificação com Aproximação a três passos. Adaptado de (Snijders et al. 2007). 13

Figura 2.4 - Dispositivos externos - Bengalas. a) Bengala convencional. b) Bengala de pirâmide quadripé (Bradley & Hernandez 2011). 43

Figura 2.5 - Dispositivos externos - Muletas. a) Muleta axilar. b) Muleta canadiana (Bradley & Hernandez 2011). 44

Figura 2.6 - Dispositivos externos - Andarilhos. a) Andarilho de 4 pontas. b) Andarilho de 2 rodas. c) Andarilho de 4 rodas (Bradley & Hernandez 2011). 46

Figura 2.7 - Algoritmo para seleção de dispositivo de assistência. Adaptado de (Bradley & Hernandez 2011). 47

Figura 2.8 - Exemplos de classificação de padrão de marcha com (a) muletas e (b) andarilho de 4 pontas. Figuras adaptadas de (Smidt & Mommens 1980). 48

Figura 2.9 - Exemplo de classificação de padrão de marcha de 3 pontos com um andarilho de 4 pontas. Figura retirada de (Faruqui & Jeblon 2010). 51

Figura 3.1 - Andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços do grupo de investigação ASBG. Na figura os números indicam: 1 – Sensores de força, 2 – Sensor Infravermelho, 3 – Sensor *Laser Range Finder,* 4 – Computador, 5 – Circuito Eletrónico e 6 – Câmara com sensor de profundidade. 69

Figura 3.2 - Apresentação da *interface* desenvolvida para facilitar a análise dos diversos dados sensoriais. Aqui são representados os sinais provenientes dos sensores de força esquerdo e direito, infravermelho, o sinal resultante da aplicação do algoritmo proposto em 3.5.1 a velocidade angular do tronco para os 3 eixos (*GYR* - Tronco) e, por fim, a aceleração ao nível do tronco para os 3 eixos. Estes sinais são visíveis em cada gráfico por seleção do ficheiro, acionando o botão 'Abrir txt dados'. 70

Figura 3.3 - Placa desenvolvida com todo o circuito eletrónico necessário para a aquisição dos sinais. Nesta figura estão conectados à placa 2 sensores inerciais, 2 sensores de força, 1 sensor infravermelho, alimentação e as saídas digitais para a *breadboard*. 71

Figura 3.4 - Sensor inercial utilizado neste projeto para a caracterização da marcha. Retirado de (Fernandes 2013). 74

Figura 3.5 - Sinal digital após a aplicação do processamento enunciado anteriormente. Representação do sinal adquirido pelo extensómetros (baixo) e pelo acelerómetro (cima) e das fases de apoio e de balanço. Fase de Bal. - Fase de Balanço, D – lado direito, Calc. – Calcanhar e Acc. – Aceleração. Adaptado de (Lee et al. 2010). 77

Figura 3.6 - Representação do sinal de uma pessoa jovem e saudável a caminhar em marcha livre. Identificação dos eventos de marcha com diferentes símbolos e indicação das fases de apoio e de balanço do ciclo de marcha. O eixo x corresponde ao tempo e o y à aceleração. . 77

Figura 3.7 - Representação de uma porção do sinal de aceleração do tronco ao longo do tempo, para uma pessoa saudável em marcha livre com o sensor disposto nas costas ao nível do quadril. O primeiro, segundo e terceiro gráfico representam as acelerações na direção *ML*, *VV* e *AP*, respetivamente. 80

Figura 4.1 - Representação do material colocado no pé do paciente – esponja branca com graxa por baixo do pé, suporte preto para agarrar a esponja e o plástico azul para manter o pé limpo. 88

Figura 4.2 - Apresentação de uma paciente equipada com os dois sensores inerciais (tornozelo direito e quadril), material colocado no pé da paciente, plástico para definir o percurso e marcar os passos do paciente. Na imagem mais à esquerda a marcha é assistida com as muletas (canadianas), no meio com o andarilho de 4 pontas e mais à direita com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços. 88

Figura 4.3 - Apresentação do sinal obtido através do sinal de aceleração durante a marcha assistida com muletas. Identificação dos eventos de marcha HS e TO..... 94

Figura 4.4 - Apresentação do sinal obtido através do sinal de aceleração durante a marcha assistida com o andarilho de 4 pontas. Identificação dos eventos de marcha HS e TO..... 95

Figura 4.5 - Apresentação do sinal obtido através do sinal de aceleração durante a marcha assistida com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços. Identificação dos eventos de marcha HS e TO. 95

Figura 5.1 - Sensor de força (3135 Micro Células de Carga (0-50Kg), referência CZL635) utilizado no sistema sensorial (Phidgets Inc. 2012). 141

Figura 5.2 - Sensor infravermelho (*Sharp* GP2Y0A21YK) utilizado no sistema sensorial (Pololu 2001). 141

Figura 5.3 - Sensor inercial (*InvenSense* MPU-6050, GY-521) utilizado no sistema sensorial (Arduino 2014). 141

Figura 5.4 - Andarilho ASBG de 4 rodas com suporte de antebraços utilizado para realização do estudo e disposição dos 2 sensores inerciais no utilizador (quadril e tornozelo). Representação do eixo de cada sensor inercial. (x: Medio-Lateral, y: Vertical, z: Anterior-Posterior). 142

Figura 5.5 - Circuito de implementação da fonte de alimentação para os circuitos de instrumentação. 143

Figura 5.6 - *Pinout* do sensor infravermelho GP2Y0A21YK da *Sharp* (Sharp 2005). 143

Figura 5.7 - Sensor de força colocado sobre o suporte de antebraço no andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços utilizado para o estudo. Indicação, por uma seta, dos 4 fios anteriormente referidos. 144

Figura 5.8 - Esquemático representativo da conexão entre o sensor de força e o I*NA125P* utilizada neste estudo. 145

Figura 5.9 - Circuito de proteção implementado à saída do amplificador de instrumentação (*INA125P*) 146

Figura 5.10 - Representação da montagem eletrónica de um sensor inercial. Legenda dos pinos (de cima para baixo): *VCC*, *GND*, *SCL*, *SDA*, *XDA*, *XCL*, *ADO* e *INT*. 147

Figura 5.11 - Montagem do circuito de saída de *LEDs*. Descrição: 1 – próximo, 2 – afastado do andarilho, 3 - queda para a frente, 4 – queda para trás, 5 - curva à esquerda, 6 – curva à direita, 7 - mais peso, 8 – menos peso, 9 – sem peso (1 ou nos 2 sensores de força) e 10 – oscilação do quadril. 149

Figura 5.12 - Representação da placa utilizada para este estudo. Legenda dos componentes: 1 – Sensor inercial para o tornozelo, 2 – Sensor inercial para o quadril, 3 – Sensor de força direito, 4 – Sensor de força esquerdo, 5 – Circuitos de proteção, 6 – Sensor Infravermelho, 7 – Tensão de alimentação de 5 V, 8 – Tensão de 0 V e 9 – Tensão de 3.3 V. 149

Figura 5.13 - Representação do sinal infravermelho para 3 condições, andar normal, (linha azul) perto (linha vermelha) e longe (linha verde) do andarilho. O eixo dos yy corresponde ao sinal infravermelho em Volts (V) e o eixo dos xx é ao longo do tempo, mas representado por pontos. 154

Figura 5.14 - Tensão de saída do sensor IV (infravermelho) consoante a distância ao sensor. As caixas vermelhas são representativas das gamas de distância para cada *threshold* estabelecido. Adaptado de (Sharp 2005). 155

Figura 5.15 - Apresentação do guiador do andarilho utilizado para o desenvolvimento da máquina de estados. Indicação das dimensões do guiador. 156

Figura 5.16 - Representação dos 4 sinais associados às restrições impostas para a deteção da queda para a frente. O gráfico identificado por 'Gait events – Lee2010', corresponde ao sinal resultante da implementação do algoritmo exposto na secção 3.5.1. As caixas a tracejado correspondem aos momentos, para cada sensor em que as restrições são satisfeitas. Para os sensores de força e infravermelho o eixo dos yy está em V, enquanto que o último está em m/s^2. 157

Figura 5.17 - Representação dos 4 sinais associados às restrições impostas para a deteção da queda para trás. O gráfico identificado por 'Gait events – Lee2010', corresponde ao sinal resultante da implementação do algoritmo exposto na secção 3.5.1. As caixas a tracejado correspondem aos momentos, em cada sensor, que as restrições são satisfeitas. Para os sensores de força e infravermelho o eixo dos yy está em V, enquanto que o último está em m/s^2. 158

Figura 5.18 - Representação dos 3 sinais associados para a deteção de curva à direita com o andarilho. As caixas a tracejado estão a limitar o momento em que todas as restrições foram satisfeitas. A porção do sinal extraído do original, apenas retrata a curva à direita nas caixas vermelhas e o restante corresponde a um percurso em linha reta. Os dois primeiros sinais estão em rad/s, enquanto que o último está em m/s^2. 159

Figura 5.19 - Representação dos 3 sinais associados para a deteção de curva à esquerda com o andarilho. As caixas a tracejado estão a limitar o momento em que todas as restrições foram satisfeitas. A porção do sinal extraído do original, apenas retrata a curva à esquerda nas caixas vermelhas e o restante corresponde a um percurso em linha reta. Os dois primeiros sinais estão em rad/s, enquanto que o último está em m/s^2. 159

Figura 5.20 - Representação dos 3 sinais do sensor de força esquerdo, sendo o primeiro associado ao teste de aplicação do peso normal sobre o andarilho, o de meio muito peso e o último de pouco peso. Os três sinais estão em V. 161

Figura 5.21 - Representação dos 2 sinais associados com a identificação da instabilidade do quadril. As caixas a tracejado estão a limitar o momento em que as duas restrições foram satisfeitas. Para o caso identificado accx é superior a 2.45 m/s^2 e accz>5.1 m/s^2. Os dois sinais estão em m/s^2. 161

Figura 5.22 - Algoritmo para análise, processamento e deteção dos diferentes estados avaliados. No fluxograma a variável 'i' corresponde à iteração do algoritmo..... 166

Índice de Tabelas

Tabela 2.1 - Descrição do início e final de cada subfase da fase de apoio de balanço (Tao et al. 2012; Braddom 2006, cap.5). 8

Tabela 2.2 - Identificação dos tipos de marcha, descrição de cada um e ilustração de alguns. Para alguns tipos de marcha não foram encontradas figuras típicas da marcha. A informação apresentada na tabela foi retirada, de um modo geral de (Whittle 2007; Salzman 2010; Magee 2005). Para alguns tipos de marcha encontra-se descriminada a referência associada..... 14

Tabela 2.3 - Condições médicas e fatores de risco que afetam a marcha e o equilíbrio (Sudarsky 2001; Alexander 1996b; Alexander 1996a; Moylan & Binder 2007; N. B. Alexander & Goldberg 2005). Adaptado de (Salzman 2010)..... 19

Tabela 2.4 - Descrição dos efeitos que os problemas médicos apresentados podem provocar numa pessoa (Alexander 1996b; Verghese et al. 2006; Jankovic et al. 2001; Salzman 2010). 20

Tabela 2.5 - Resumo da classificação do padrão de marcha proposta por (Whittle 2007, cap.3; Faruqui & Jeblon 2010). 49

Tabela 4.1 - Descrição pormenorizada do protocolo experimental realizado com os pacientes no Hospital de Braga..... 87

Tabela 4.2 - Apresentação das siglas e unidades dos parâmetros espácio-temporais calculados. 90

Tabela 4.3 - Apresentação das siglas e unidades dos parâmetros relativos ao controlo postural, estabilidade e harmonia da marcha..... 91

Tabela 4.4 - Valores médios e desvio-padrão para cada parâmetro, fase de tempo e DA. Descriminação das variáveis por cada fase de tempo, primeira (5 dias) e segunda (15 dias). Entre parêntesis estão representados, para cada fase de tempo, a percentagem do ciclo de marcha para a fase de apoio e de balanço..... 109

Tabela 4.5 - Apresentação dos dados utilizados como referência, para comparação com os resultados obtidos. Dados extraídos de (Hollman et al. 2011). 111

Tabela 4.6 - Valores médios e desvio-padrão para cada parâmetro, fase de tempo e DA. Descriminação das variáveis por cada fase de tempo, primeira (5 dias) e segunda (15 dias). 112

Tabela 4.7 - Apresentação dos resultados (média e desvio-padrão) de 8 jovens saudáveis, para todos os parâmetros relativos ao controlo postural, harmonia e estabilidade da marcha..... 115

Tabela 4.8 - Apresentação dos resultados da avaliação observacional para os 11 pacientes na primeira fase de tempo. 116

Tabela 4.9 - Apresentação dos resultados da avaliação observacional para os 11 pacientes na segunda fase de tempo. 118

Tabela 5.1 - *Thresholds* extraídos pela observação de todos os estados avaliados. Legenda das siglas: && - interseção de condições, || - disjunção de condições, iv – infravermelho, lee –

valor resultante da implementação do algoritmo desenvolvido para o tornozelo, referido na secção 3.5.1, round_lee – arredondamento do valor de lee, dif_esq – diferença sensor de força esquerdo, dif_dir – diferença sensor de força direito, gyrz – velocidade angular do eixo dos zz do quadril, gyrzT – velocidade angular do eixo dos zz do tornozelo, accx – aceleração do quadril no eixo dos xx e accz – aceleração do quadril no eixo dos zz. 153

Lista de Acrónimos

ANOVA – Analysis of variance

AP – Anterior-Posterior

CM – Centro de Massa

CP – Centro de Pressão

DA – Dispositivo de Assistência

DPOC – Doença Pulmonar Obstrutiva Crónica

FTSST – Five Times Sit to Stand Test

LED – Light-emitting Diode

ML – Medio-Lateral

m – metro

MANOVA – Multivariate *analysis of variance*

min – minute

ms – milisegundo

mV – millivolt

POMA-B – Performance-Oriented Mobility Assessment Balance

RMS – Root Mean Square

s – Segundo

SPSS – Statistical Package for the Social Sciences

TUG – Timed Up & Go

V – Volt

VV – Vertical

Capítulo 1 - Introdução

1.1.Motivação

Nos dias de hoje, a população portuguesa depara-se num crescente envelhecimento, traduzindo-se numa percentagem considerável de população idosa em Portugal. Tendo isto em linha de conta, torna-se imperativo responder às suas necessidades e dificuldades. Naturalmente, com o avanço da idade há características funcionais que vão sendo modificadas e, um dos problemas que mais impacto tem nas pessoas, é a redução da mobilidade. Sabe-se que a mobilidade é uma das competências do ser humano mais cruciais, isto porque, quando esta é afetada atinge não só a capacidade de locomoção e a habilidade para a realização das tarefas pessoais, como também a parte psicológica e pessoal, uma vez que limita a interação da pessoa com o ambiente à sua volta. Para além da redução da mobilidade, outro grande problema associado ao avanço da idade é o aumento do medo de cair, traduzindo-se numa marcha mais insegura. A qualidade de vida das pessoas que apresentam, tanto as dificuldades referidas anteriormente como os problemas na marcha provindos de doenças, pode ser melhorada pela utilização de dispositivos externos, tais como a bengala, as muletas, o andarilho e a cadeira de rodas. A escolha de entre os dispositivos mencionados passa pela realização de testes funcionais, de forma a que permitam conduzir a uma adequada prescrição para o indivíduo.

Esta dissertação foca-se apenas num dispositivo externo - o andarilho - devido à sua grande aplicabilidade tanto a nível de reabilitação como também para a compensação de proble-

mas funcionais. Basicamente, este dispositivo pode ser utilizado com duas finalidades, com caráter definitivo, ou seja, para as situações em que a pessoa está dependente de um dispositivo para se movimentar e para alcançar uma marcha mais segura, por exemplo para o caso dos idosos, ou pode ser utilizado como uma ferramenta durante o processo de reabilitação, assumindo um caráter temporário. De qualquer modo, é imperativo a realização de testes clínicos de forma a escolher o dispositivo que melhor se adequa à circunstância e adaptá-lo ao paciente em questão.

1.2.Contexto

Esta dissertação está inserida num projeto de investigação iniciado em 2011, pertencente ao grupo ASBG (*Adaptive System Behaviour Group*) na Universidade do Minho. Este projeto iniciou somente com a Engenheira Maria Martins e com a Professora Doutora Cristina Santos, sendo que na atualidade há mais pessoas envolvidas, especificamente, um programa doutoral e vários mestrados. O projeto de investigação deste grupo tem como finalidade o desenvolvimento de um robô de assistência à mobilidade com aplicabilidade em centros de fisioterapia/Hospitais para pessoas com limitações na marcha. Pretende-se que este dispositivo de assistência seja conduzido pelo utilizador de uma forma inteligente, através da aquisição e processamento de parâmetros físicos, extraídos por sistemas sensoriais durante a marcha. Se o dispositivo conseguir interpretar os padrões da marcha do utilizador, as suas necessidades e inferir as suas intenções, é possível controlar de uma forma adequada o dispositivo. De modo a conseguir alcançar esse fim, é necessário uma pesquisa intensiva do estado de arte, relativamente aos tipos de andarilhos existentes, prós e contras de cada dispositivo, padrões de marcha, doenças mais frequentes que limitam os pacientes e de que forma é que vão afetar a sua marcha, estudo dos componentes sensoriais existentes e o que melhor se adequa para esta aplicação, entre outros. Cronologicamente, numa primeira fase da dissertação procedeu-se ao levantamento da informação relativa aos pontos mencionados, tanto em termos clínicos e da marcha, como em termos práticos dos andarilhos e sensores. De seguida, procedeu-se à pesquisa, estudo e implementação de algoritmos para o processamento dos dados com a finalidade pretendida, com base no que foi encontrado na literatura. Numa fase mais avançada, foram realizados testes com pacientes do Hospital de Braga, em duas fases de tempo. Estes pacientes foram diagnosticados com Osteoartrose no joelho e posteriormente sujeitos à cirurgia de Artroplastia total do joelho. Os testes consistiam em caminhar, em linha reta, ao longo

de um corredor com 3 DAs (muletas, andarilho de 4 pontas e de 4 rodas com suporte de antebraços). Posteriormente, os dados adquiridos eram analisados e processados. Paralelamente a este estudo, foi concebida uma máquina de estados, com o intuito de identificar diferentes estados do utilizador no andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços. Para tal, foi necessário a integração de vários sensores e do desenvolvimento de algoritmos para a deteção dos diferentes estados considerados do utilizador em tempo real. Os estados avaliados têm como finalidade a integração no projeto de inicial, para um correto controlo inteligente do andarilho.

1.3.Objetivos

Este projeto tem como principais objetivos,

- O levantamento das características clínicas e das doenças mais frequentes que afetam a marcha e o equilíbrio;
- A indicação dos testes mais aplicados para a avaliação das características clínicas;
- Caracterização da marcha através da deteção dos eventos da marcha e avaliação do controlo postural, harmonia e estabilidade da marcha do paciente, por análise dos sinais dos sensores inerciais, dispostos ao nível do tornozelo e do quadril;
- Validação do andarilho como uma ferramenta de compensação, ou seja, comprovar as mais valias e os riscos da utilização do andarilho;
- A avaliação de pacientes diagnosticados com Osteoartrose no golelho, os quais foram sujeitos à cirurgia de Artroplastia total do joelho. Avaliação clínica em dois momentos diferentes durante a fase de recuperação, de forma a determinar o efeito da utilização do andarilho de 4 rodas com suportes de antebraços comparativamente com os outros dispositivos (muletas e andarilho de 4 pontas);
- Desenvolvimento de um sistema sensorial de avaliação da segurança - Máquina de Estados - estudo dos sinais obtidos pelos sensores de força, infravermelho e inerciais, os quais se encontram dispostos no andarilho e na pessoa, de forma a extrair comportamentos e padrões do utilizador ao longo da marcha.

1.4.Resultados da Dissertação

Por intermédio de uma avaliação objetiva, é possível determinar se há ou não evolução durante a fase de recuperação dos pacientes com Osteoartrose no joelho, após a realização

cirurgia Artroplastia total do joelho. Conclui-se que o andarilho de 4 rodas com suportes de antebraços proporciona uma marcha mais rápida e próxima do natural, com um movimento contínuo, fornecendo o devido suporte ao utilizador. Foi desenvolvido, com sucesso, um sistema sensorial para a identificação em tempo real de diferentes estados. Este sistema denomina-se máquina de estados e tem como finalidade a avaliação da segurança do utilizador quando se desloca com o andarilho de 4 rodas com suportes de antebraços.

1.5.Estrutura da Dissertação

A dissertação está organizada em 6 capítulos. No capítulo 2 é apresentado o estado de arte e está dividido em duas grandes subsecções: marcha livre e marcha assistida. Na primeira é abordada a marcha de uma forma geral, incluindo as desordens da marcha mais frequentes, testes clínicos, sistemas de classificação e caracterização da marcha. Já na marcha assistida são apresentados dispositivos de assistência convencionais, classificação da marcha e benefícios e riscos dos andarilhos. Este último tópico foi proposto para um artigo de revista de revisão sistemática.

No capitulo 3 realiza-se uma breve apresentação do projeto deste grupo de investigação, descrição do andarilho utilizado, visão geral do material utilizado (*hardware* e *software*) e apresentação dos algoritmos selecionados para implementação usando sensores inerciais. A implementação destes algoritmos teve como resultado um artigo de conferência.

O capítulo 4 é relativo ao estudo realizado com os pacientes com Osteoartrose no joelho, em parceria com o Hospital de Braga. Neste capítulo são revelados os parâmetros calculados, o protocolo experimental e equipamento utilizado, resultados e conclusões retiradas.

No capitulo 5 é apresentado o procedimento utilizado para a implementação da máquina de estados, incluindo a descrição de todas os componentes de *software* e *hardware* utilizados, como o algoritmo desenvolvido.

Por fim, no capítulo 6 são apresentadas as principais conclusões e contribuições desta dissertação, revelando possíveis áreas de interesse para trabalho futuro.

1.6. Publicações

Tereso, A., Martins, M., P. Santos, C., Vieira da Silva, M., Gonçalves, L., & Rocha, L. (2014). Detection of Gait Events and Assessment of Fall Risk Using Accelerometers in Assisted

Gait. *Proceedings of the 11th International Conference on Informatics in Control, Automation and Robotics*, 788–793. doi:10.5220/0005117507880793. (aceite - apresentação oral)

Martins, M., Tereso, A., P. Santos, C., Frizera, A.. Assisted Gait Evaluation: A structured review of testing protocols and gait modifications when using a walker device. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. (em revisão)

Tereso, A., Martins, M., Costa, L., P.Santos, C.. Evaluation of gait performance of KOA patients after TKA with different assistive devices. *Gait & Posture*. (em revisão)

Capítulo 2 – Estado de Arte

2.1.Marcha Livre

2.1.1.Ciclo de Marcha

A locomoção pode ser considerada como uma das capacidades humanas mais vitais, uma vez que garante a mobilidade, independência e, consequentemente, a liberdade e a integração social, tendo como objetivo primordial a ambulação de uma forma segura e eficiente (Mariani 2012; Braddom 2006, cap.5). A marcha é influenciada por um determinado grupo de fatores consequentes da interação e organização própria tanto de sistemas neuronais e mecânicos, como o sistema músculo-esquelético, sistema nervoso central e vias aferentes, sendo controlada pelo Gerador de Padrão Central (GPC) (Lopes 2010). O GPC, definido como um programa central baseado num circuito espinal, responsável pela produção de ritmo para cada marcha, apresenta a capacidade de produzir padrões básicos e, através de várias vias descendentes (Kuo 2002). Resumidamente, há duas tarefas que o Sistema Nervoso (SN) deve controlar para produzir e preservar a marcha. Primeiramente, o cérebro e a espinal medula devem gerar uma série de movimentos que dê origem à locomoção, através da atividade dos GPC e, para além disso, o SN deve controlar o equilíbrio de forma a manter uma postura correta e vertical e uma progressão estável, prevenindo quedas. A iniciação da marcha está dependente de um controlo cerebral, fornecendo direção e objetivo à pessoa. Embora a locomoção não seja de-

pendente do *feedback* sensorial, esta informação é fulcral para a preservação do equilíbrio. Assim, informação aferente proveniente do sistema visual, vestibular e propriocetivo é utilizada com o objetivo de alcançar uma marcha segura e com equilíbrio (Sudarsky 2001). A marcha é um movimento cíclico dos membros inferiores e pode ser caracterizada pelo tempo entre dois contactos sucessivos no solo do mesmo pé. Esta sequência corresponde a um ciclo de marcha. Cada ciclo de marcha encontra-se segmentado em duas fases - fase de apoio e fase de balanço - sendo que a primeira corresponde ao momento durante o qual o pé está em contacto com o solo, enquanto que a segunda fase representa a duração de tempo em que o pé está no ar, para o avanço do membro. Cada uma destas fases, está dividida em subfases. A fase de apoio divide-se em contacto inicial, resposta à carga, apoio médio, apoio final e pré-balanço, enquanto a fase de balanço, apenas está dividia em 3 subfases e estas são o balanço inicial, balanço médio e balanço final. Cada uma das subfases encontra-se descrita na tabela e na figura seguintes – Tabela 2.1 e Figura 2.1, respetivamente.

Tabela 2.1 - Descrição do início e final de cada subfase da fase de apoio de balanço (Tao et al. 2012; Braddom 2006, cap.5).

Fase	Subfases	Descrição
Apoio	Contacto Inicial	O pé contacta o solo.
	Resposta à Carga	Desde a superfície plantar do pé estar em contacto com o solo até que o pé oposto se eleva do solo.
	Apoio Médio	Desde o pé oposto ser elevado do solo até que o peso corporal esteja alinhado sobre o membro que está à frente.
	Apoio Final	Desde a elevação do calcanhar que está em apoio até ao contacto do pé oposto com o solo.
	Pré-Balanço	Desde o contacto inicial do pé que estava em balanço até ao desprendimento do pé que estava em apoio.
Balanço	Balanço Inicial	Desde que o pé é desprendido até que o pé em balanço está em oposição ao pé em apoio.
	Balanço Médio	Desde que os pés estão opostos até que o membro inferior em balanço está à frente do membro inferior em apoio.
	Balanço Final	Novo contacto inicial.

A fase de apoio pode, alternativamente, ser dividida em 3 períodos de acordo com o contacto do pé com o chão. Assim, o início e o final desta fase é assinalado pela apoio duplo de suporte, isto é, quando os dois pés estão em simultâneo em contacto com o chão, permitindo que o peso do corpo seja transferido de um membro inferior para o outro. Este apoio duplo é

inexistente quando a pessoa se encontra em corrida. Entre os dois períodos mencionados há o período de apoio simples de suporte, que corresponde ao momento em que o pé oposto é levantado do chão para a fase de balanço. Considerando pessoas saudáveis, caminhando à sua velocidade pessoal e confortável, a distribuição normal do ciclo de marcha é de 60 % para a fase de apoio, divididos por 10 % de apoio duplo inicial, 40 % de apoio simples e 10 % de apoio duplo final e 40 % para a fase de balanço.

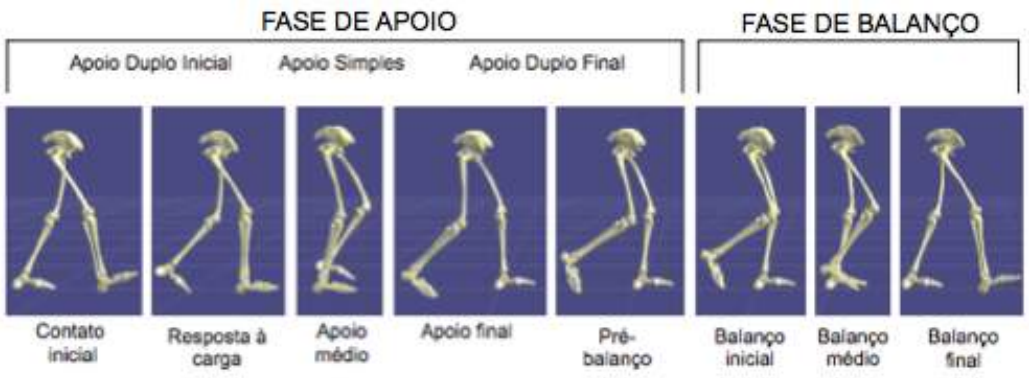


Figura 2.1 - Ciclo de marcha com identificação das 2 fases (apoio e balanço), das 8 sub-fases do ciclo e dos 3 períodos pelo qual se pode dividir, alternativamente, a fase de apoio. Adaptado de (Barela 2005).

Sabe-se que para cada ciclo de marcha ou passada, há dois passos. De uma forma geral, o tempo e o comprimento de passo e da passada, cadência, velocidade da marcha, base de suporte, centro de massa e centro de gravidade são alguns dos parâmetros que permitem analisar a marcha. O tempo de passo corresponde ao tempo medido desde a ocorrência de um dado evento no pé até à ocorrência desse mesmo evento no pé oposto. O comprimento do passo corresponde à distância, na direção em que se está a caminhar, entre os pés para um passo. O tempo de passada é o tempo medido desde que ocorre um dado evento num pé até que esse evento volta a acontecer para o mesmo pé. Já o comprimento da passada é a distância, na direção em que se caminha, para o mesmo pé incluindo dois passos, um de cada pé. O comprimento do passo e da passada encontram-se representados na Figura 2.2. Por fim, a cadência é o número de passos dados num determinado período de tempo (geralmente expressa em minutos). Para pessoas normais, o comprimento e tempo de passo e a cadência são, tipicamente, parâmetros simétricos para ambas as pernas (Braddom 2006). A velocidade de marcha é a distância percorrida para um determinado tempo considerado. A base de suporte ou base de sustentação corresponde a uma distância entre os dois pés. Tipicamente é

medida entre o ponto médio dos dois calcanhares ou entre o centro dos tornozelos. O centro de massa corresponde ao ponto de equilíbrio da massa corporal, onde se pode considerar que a massa de um corpo está concentrada. Em objetos com uma densidade uniforme e com uma forma geométrica simétrica, o centro de massa corresponde ao centro geométrico do objeto. Nos humanos, o centro de massa situa-se, normalmente, um pouco abaixo do umbigo, próximo do centro geométrico. Tipicamente, o centro de massa está entre os pés e é perpendicular à base de suporte. O equilíbrio é mantido desde que o centro de massa esteja dentro da base de suporte e, para manter esta posição, são necessários uma série de ajustes posturais involuntários. O centro de gravidade corresponde ao ponto de aplicação da resultante das força de gravidade, a qual corresponde à soma de todas as forças aplicadas num corpo. Quando uma pessoa está de pé, com o tronco na vertical, considera-se que o centro de gravidade está, aproximadamente, a 4 cm da frente da primeira vértebra sacral. Se um corpo estiver sujeito a um campo gravitacional uniforme, o centro de massa coincide com o centro de gravidade (Liu 2009; Whittle 2007; Sudarsky 2001).

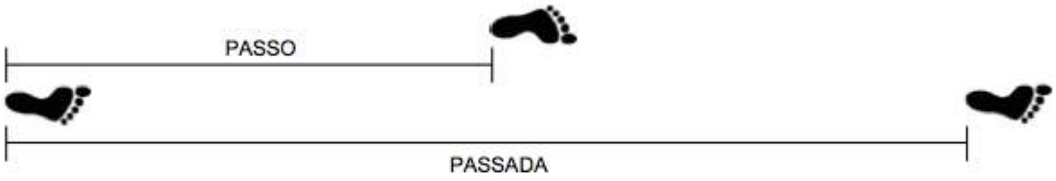


Figura 2.2 – Representação do comprimento de passo e da passada (Barela 2005).

2.1.2. Sistemas de Classificação dos padrões de marcha sem dispositivo

A marcha é uma atividade bastante complexa, como tal, a sua avaliação e classificação torna-se um processo que compreende várias áreas. Esta avaliação passa pela realização de exames tanto a nível físico como neurológico e de caráter contínuo ao longo do tempo (Snijders et al. 2007).

Considerando uma pessoa saudável, naturalmente, com o passar dos anos há alterações que são características à idade, incluindo alterações na marcha. Para além dessas alterações que são consideradas como "naturais", podem ocorrer distúrbios na marcha associadas a doenças. Consequentemente, uma marcha debilitada ostenta um maior risco de queda, imobi-

lidade e de mortalidade. Assim, torna-se evidente a exigência de uma classificação apropriada e atempada para que seja possível a aplicação do tratamento mais adequado.

Na literatura são referidos diferentes sistemas de classificação de uma marcha debilitada sem a associação a um dispositivo, estes sistemas são: Anatómico, Etiológico, Fenomenológico, Hierárquico e a Aproximação a três passos.

O sistema Anatómico tem por base a classificação da marcha atendendo ao local anatómico da lesão. Este sistema tem como desvantagens o facto de haver a possibilidade de diferentes lesões apresentarem padrões de marcha semelhantes e também porque para qualquer lesão podem surgir diferentes padrões na marcha (Snijders et al. 2007). No sistema Etiológico, a classificação da marcha tem por base a causa que originou a desordem. Este método é considerado útil, mas não tem em consideração a fenomenologia e a fisiologia associada ao problema (Sudarsky 2001). Ainda neste sistema, para que se consiga obter um diagnóstico definitivo é necessário realizar exames adicionais, como testes auxiliares e, até mesmo, autópsia (Snijders et al. 2007). No sistema Fenomenológico, a classificação tem por base as características que são observáveis, ou seja, centra-se nas principais características da marcha (Tousi 2012). As desvantagens deste método reveladas na literatura passam pelo facto que, este tipo de classificação retrata a marcha como um processo simplista e não como uma função neurológica complexa (Thompson & Nutt 2007) e, ainda, por não ter em consideração a fisiopatologia do problema (Snijders et al. 2007). No sistema Hierárquico, a marcha é classificada atendendo ao nível de envolvimento do sistema nervoso sensorial e motor na doença (Duxbury 2000). Assim, o sistema pode dividir-se em três níveis - Baixo, Médio e Alto - categorizando o quanto o sistema nervoso sensorial e motor foi afetado (N. Alexander & Goldberg 2005). O nível baixo corresponde a anomalias que sejam exteriores ao sistema nervoso central, mais especificamente, que ocorram no sistema nervoso periférico ou ao nível músculo-esquelético (Duxbury 2000). Ainda neste nível, pode ser utilizada uma outra divisão das disfunções como periféricas motoras e periféricas sensoriais (N. B. Alexander & Goldberg 2005). Se o paciente estiver limitado apenas a este nível consegue compensar as suas limitações com a adoção de estratégias e utilização de dispositivos de assistência (N. Alexander & Goldberg 2005; N. B. Alexander & Goldberg 2005). O nível médio envolve distúrbios nas vias aferentes e eferentes sensoriais e motoras do sistema nervoso central (Jahn et al. 2010). Para o nível alto, o problema surge no córtex e na geração do impulso nervoso para a marcha (Duxbury 2000). Este sistema apresenta algumas desvantagens. Por exemplo, dado não ser

um sistema de fácil aplicabilidade prática (Jahn et al. 2010), o critério para seleção do nível alto é um pouco subjetivo (Sudarsky 2001), algumas desordens estão associadas a mais do que um nível (N. Alexander & Goldberg 2005), a subdivisão do nível alto é difícil de utilizar na prática e, ainda, a sobreposição de sintomas entre os níveis médio e alto para a classificação das desordens da marcha (Snijders et al. 2007). Por fim, o último sistema consiste numa abordagem a qual incorpora três passos – Sistema de Classificação com Aproximação a três passos. O primeiro passo baseia-se na descrição clínica dos distúrbios da marcha, ou seja, tem por base o sistema Fenomenológico. Este passo é composto pelas características observáveis da marcha, testes para avaliar a marcha e o equilíbrio e, ainda pelos sintomas e sinais associados. Uma vez que este passo pressupõe que a avaliação seja realizada num consultório médico, ou seja, sem a utilização de equipamento específico para diagnóstico, consegue-se obter uma correta descrição dos distúrbios da marcha, mesmo não sendo realizada nenhuma abordagem com teor anatómico, etiológico e fisiopatológico. Pode salientar-se desde já a vantagem, comparativamente com o sistema Hierárquico, uma vez que para o anterior estabelecer a distinção entre níveis é necessária a realização de exames auxiliares para a localização da lesão, enquanto que para este passo não se realizam exames e consegue-se alcançar uma descrição detalhada da marcha. O segundo passo permite obter um diagnóstico mais preciso, incluindo a realização de investigação auxiliar e terapêutica e a progressão da doença. Um diagnóstico definitivo é conseguido no último passo e tem base etiológica, muitas vezes pela realização de autópsia (Snijders et al. 2007; Jahn et al. 2010). Na Figura 2.3 pode-se observar um esquemático representativo deste sistema com os três diferentes passos que o constituem. No entanto, de entre todos os sistemas de classificação mencionados, verifica-se que na prática clínica o sistema mais utilizado para a classificação e descrição da marcha dos pacientes é o sistema Fenomenológico. Os terapeutas classificam a marcha do paciente com base na informação visual e da sua opinião sobre os movimentos observados.

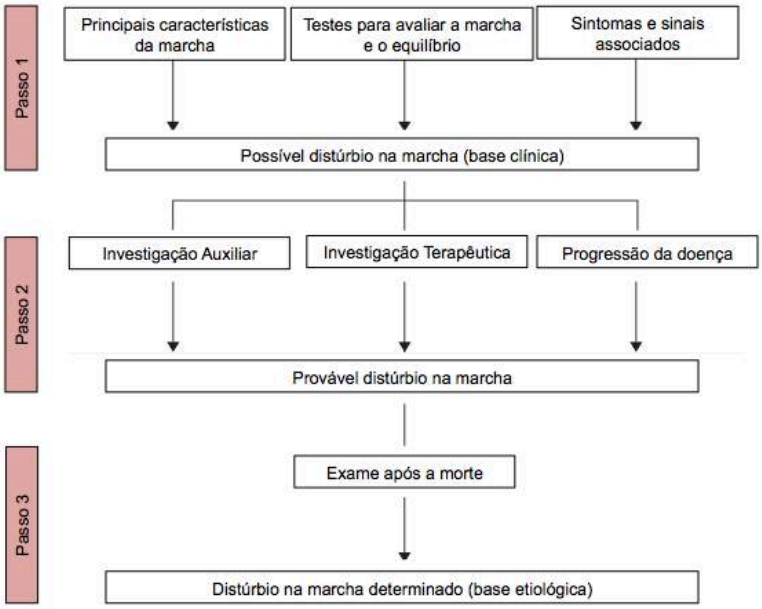


Figura 2.3 - Esquemático representativo do Sistema de Classificação com Aproximação a três passos. Adaptado de (Snijders et al. 2007).

2.1.3.Desordens na marcha

Quando se classifica uma marcha como normal assume-se que esta normalidade apresente um determinado padrão e uma certa variabilidade, a qual é inerente à marcha. Isto é, a marcha pode variar de pessoa para pessoa, mas desde que se mantenha dentro dos limites estipulados, é considerada como normal. Por outro lado, a variabilidade presente na marcha pode ter origem patológica, por exemplo, pode ser introduzida por limitações motoras, patologias, entre outras, produzindo padrões de marcha considerados como anormais. Algumas destas alterações anormais podem ser observáveis ou requerem sistemas mais apropriados para a sua deteção.

Para que uma pessoa seja capaz de caminhar, o seu sistema motor tem que permitir que cada perna suporte o peso corporal sem colapsar, mantenha o equilíbrio tanto estático como dinâmico, permita que a perna de balanço avance de forma a assumir a função de suporte e, por fim, providencie força suficiente de modo a facultar o movimento dos membros e do tronco. Um pessoa com uma marcha normal consegue realizar as 4 tarefas mencionadas sem qualquer dificuldade, por outro lado, se uma pessoa não conseguir concretizar alguma das 4 tarefas é porque não é capaz de andar.

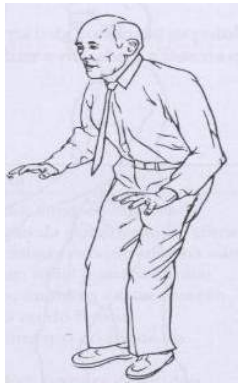
O padrão da marcha é o produto de uma interação bastante complexa entre diversos elementos neuromusculares e estruturais do sistema motor. Assim, a marcha anormal pode ser

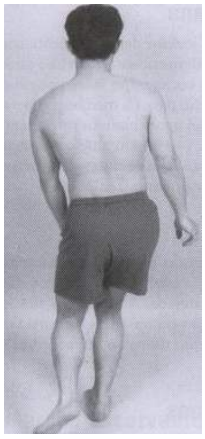
devida a qualquer problema presente tanto a nível cerebral como muscular, articulações, espinal medula ou esqueleto, ou seja, a qualquer dano que o sistema motor apresente. Adicionalmente, também pode ser devido à sensação de dor, em que a pessoa é fisicamente capaz de andar, mas devido ao desconforto que possui prefere caminhar de outra forma, traduzindo-se como uma forma de compensação. Uma vez que a marcha é considerada um produto derivado de um processo complexo, diversos problemas que afetam o sistema motor podem traduzir-se em padrões de marcha semelhantes. Assim, os padrões de marcha devem ser classificados com termos descritivos da marcha e não relativamente ao problema que o originou (Whittle 2007, cap.3). Seguidamente, na Tabela 2.2, serão apresentados alguns tipos de padrões de marcha e sua descrição.

Tabela 2.2 - Identificação dos tipos de marcha, descrição de cada um e ilustração de alguns. Para alguns tipos de marcha não foram encontradas figuras típicas da marcha. A informação apresentada na tabela foi retirada, de um modo geral de (Whittle 2007; Salzman 2010; Magee 2005). Para alguns tipos de marcha encontra-se descriminada a referência associada.

Tipo de Marcha	Descrição	Ilustração
Senil (Duxbury 2000)	- Passo pequenos; - Postura ligeiramente curvada para a frente; - Tendência de viragem em bloco; - Passadas curtas; - Frequente em idosos; - Redução da velocidade de marcha, permitindo melhor compensação para um maior grupo de músculos em situações de dor ou fraqueza; Não esta associada a nenhuma doença em particular;	
Cautelosa (Axer et al. 2010; Tousi 2012)	- Marcha vagarosa com passos pequenos; - Grande base de sustentação; - Analogia a uma pessoa normal a deslocar-se sobre o gelo; - Viragem em bloco; Associada a dificuldades visuais, ansiedade, medo de cair;	
Antálgica (Jahn et al. 2010)	- É uma marcha 'protetora'; - Marcha em resposta à dor – favorece uma perna, colocando menos peso sobre ela; - Distúrbios na marcha provocados por dor; - A fase de apoio é mais curta no lado afetado comparativamente ao lado saudável; - A fase de balanço está diminuída no lado não afetado;	

		- Passo mais curto no lado afetado; - Diminuição da velocidade da marcha e cadência; - Incapacidade de suporte da totalidade do peso corporal; - Movimentos limitados; Associada a lesões ao nível da anca, joelho, tornozelo ou pé;	
Atáxica	**Cerebelar** (Axer et al. 2010; Hausdorff et al. 2001; Tousi 2012; Sudarsky 2001)	- Base de suporte alargada; - Marcha insegura, oscilante, com frequentes hesitações, paragens e desvios laterais; - Passos irregulares; - Descoordenação; - As quedas não são frequentes; - Pernas afastadas; - Instabilidade postural mais evidente numa base de suporte mais estreita; - Desequilíbrio nas viragens ao rápidas alterações de direção; Associada a Esclerose Múltipla, lesões no cerebelo, doença de *Friedreich*, entre outras;	
	Sensitiva (Hausdorff et al. 2001; Van Hook et al. 2003; Axer et al. 2010)	- Marcha instável e pouco coordenada com uma base ampla; - Ao tentar andar, o pé do paciente sobe demasiado, deixando-o posteriormente cair com força excessiva no chão com o calcanhar – *steppage* (pé caído); - Olha para o chão ao andar, procurando realizar movimentos coordenados através de contacto visual; - Piora em situações com pouca visibilidade, principalmente à noite; - O tronco inclina-se de um lado para o outro e os braços tentam compensar o desequilíbrio; Associada à perda de informação propriocetiva e sensibilidade profunda, esclerose, lesões na coluna, entre outras;	
	Vestibular (Van Hook et al. 2003; Hausdorff et al. 2001)	- Falta de equilíbrio; - Quedas frequentes; - Instabilidade postural com tendência a cair para um lado; - Marcha em estrela; Associada a tumores no cerebelo, esclerose em placas, Doença de Ménière, entre outras;	

Hemiplégica-Hemiparética (Axer et al. 2010; Hausdorff et al. 2001; Van Hook et al. 2003)	- Baixa velocidade, passos mais curtos que o normal e movimentos mal controlados; - Maior duração da fase de apoio e menor duração da fase de balanço no lado afetado; - Dificuldade no impulso (flexão plantar e extensão do joelho); - Mecanismos compensadores (circundação, *steppage*) que se traduz num aumento do risco de queda e de lesão do joelho do lado não afetado; - Perna paralisada por espasticidade dos músculos extensores; - Grande inclinação do tronco; - Marcha com arrastar do pé; Associada a lesão no hemisfério ou cerebelo;	
Parkinsoniana (Van Hook et al. 2003; Axer et al. 2010; Hausdorff et al. 2001; Tousi 2012)	- Movimentos presos pela rigidez; - Andar vagaroso com passos pequenos; - Pés a arrastar pelo chão; - Postura curva; - Cabeça, tronco e braços imóveis; - Perda de movimentos automáticos; - Pode ocorrer uma aceleração dos passos de forma involuntária; - Marcha hesitante e irregular; - Dificuldade na iniciação da marcha; - Ausência do balanço dos braços, que normalmente acompanha a marcha; Associada à Doença de Parkinson, formas secundárias ou atípicas de Parkinson.	
Steppage	- Resulta da incapacidade de dorsiflexão do pé; - Flexão exagerada do joelho e quadril; - Pés pendentes; - Marcha semelhante à do cavalo; - Flacidez da perna e défice dos músculos flexores do pé; - Inclinação do tronco; - Passadas curtas; Associada à neuropatia motora, desordem num nevo periférico, lesão central.	

Apráxica (Axer et al. 2010; Tousi 2012; Snijders et al. 2007)	- Passos pequenos e 'baralhados' (*shuffle*); - Cruzamento das pernas; - Falta de equilíbrio; - Dificuldade na iniciação da marcha; - Hesitação nas curvas; - Dificuldade em subir/deslocar os pés do chão (magnética); - Bloqueio motor causado pela rigidez; - Postura vertical; - Base ampla; Associada à degeneração do lobo frontal, hidrocefalia de pressão normal, entre outras.	
Coxa *ou Trendlemburg*	- Passos assimétricos; - Avanço descontínuo e desigual; - Fraqueza do músculo médio nadegueiro; - Perda do efeito estabilizador deste músculo durante a fase de apoio; - Maior inclinação do tronco para o lado do membro afetado durante a fase de apoio; - Obliquidade pélvica excessiva durante a fase de apoio do lado afetado; Associada à sensação de dor ou encurtamento do membro inferior.	
Diplégica	- Flexão excessiva dos joelhos na fase de apoio; - Padrões associados: adução e rotação interna da anca e redução da flexão do joelho na fase de balanço; Associada à Paralisia Cerebral.	
Grande Nadegueiro	- Fraqueza do músculo grande nadegueiro; - O paciente empurra o tórax, posteriormente ao contacto inicial (apoio do calcanhar), para manter a extensão da anca no membro apoiado no solo; - Resulta num 'repuxar' posterior do tronco característico, durante a marcha;	

Tesoura	- Resultante de Paralisia espástica dos músculos adutores do quadril; - Marcha mais evidente durante a fase de balanço, na qual o membro em balanço oscila contra ou com o membro em apoio; - Quadris e pernas fletidos e as pernas cruzam entre si; - Pés virados para dentro; - Marcha lenta; - Inclinação do tronco para a frente; Associada à Paralisia espástica, Doença de *Little*, traumatismo craniano, tumores cerebrais, entre outras;	

Na tabela anterior foram apresentados alguns dos tipos de marcha encontrados na literatura. Em termos de nomenclatura, verificou-se que há alguma diversidade e até mesmo diferentes nomes para o mesmo tipo, variando de autor para autor. Sendo assim, aqui foram apresentados os nomes mais comuns. Com os exemplos descritos dos tipos de marcha, pode-se concluir que as desordens da marcha são clinicamente heterogéneas, traduzindo-se num problema de relevância devido à possibilidade de aumento do risco de queda. Como referido inicialmente, mesmo para as pessoas saudáveis existe uma certa variabilidade na marcha e o mesmo ocorre quando há problemas a nível da locomoção. (Whittle 2007) apresenta o exemplo para a marcha hemiplégica, pelo facto de se considerar, erradamente, que todos os pacientes que sofrem desta desordem revelam os mesmos padrões de marcha, o que está longe de ser verdade, para além disso menciona que há uma lacuna no facto de não serem consideradas as alterações na marcha ao longo do tempo ou por consequência do tratamento. Assim, é imperativo a recorrência a um sistema de análise de marcha objetivo, que permita a distinção dos diferentes tipos de marcha pelas suas características motoras, que seja sensível à possibilidade da presença de variabilidade subjetiva e que permita a avaliação do risco de queda (Sudarsky 2001).

2.1.4.Condições médicas que afetam a marcha e o equilíbrio

Maioritariamente, as alterações presentes na marcha estão subjacentes a condições médicas e não devem ser simplificadas a uma consequência inevitável do avanço da idade. As condições médicas que conduzem à alteração da marcha e do equilíbrio, podem ter diversas

origens, como por exemplo, doenças cardiovasculares, músculo-esqueléticas, neurológicas, efeitos da medicação, entre outras. Na Tabela 2.3 são apresentadas as condições médicas e os fatores de risco associados com os problemas de marcha e equilíbrio. As condições médicas apresentadas na Tabela 2.3, de alguma forma, direta ou indiretamente afetam a marcha e o equilíbrio das pessoas. Algumas formas de contribuição são a sensação de dor, dificuldades respiratórias, desequilíbrio, fraqueza, limitação dos movimentos, má postura, decréscimo da perceção sensorial, fadiga, deformidades, diminuição da perceção de perigo, redução da capacidade de adaptação a ambientes de risco, cirurgia ou hospitalização recente e a toma de múltiplas medicações de uma classe específica (Leipzig et al. 1999b; Leipzig et al. 1999a; Kelly et al. 2003).

Tabela 2.3 - Condições médicas e fatores de risco que afetam a marcha e o equilíbrio (Sudarsky 2001; Alexander 1996b; Alexander 1996a; Moylan & Binder 2007; N. B. Alexander & Goldberg 2005). Adaptado de (Salzman 2010).

Tipo	Condições/Riscos	Tipo	Condições/Riscos
Efeitos psicológicos e condições psiquiátricas	Depressão	**Desordens Músculo-esqueléticas**	Espondilose Cervical
	Medo de cair		Gota
	Distúrbios de sono		Estenose Espinhal
	Abuso de substâncias		Fraqueza muscular ou atrofio
Doenças Cardiovasculares	Arritmias		Osteoartrose
	Insuficiência congestiva cardíaca		Osteoporose
	Doença arterial coronária	**Desordens Neurológicas**	Disfunção ou degeneração Cerebelar;
	Hipotensão Ortostática		Delírio e Demência
	Doença Arterial Periférica		Esclerose Múltipla
	Doença Tromboembólica		Mielopatia
Infeções e doenças Metabólicas	Diabetes *Mellitus*		Hidrocefalia de Pressão Normal
	Encefalopatia hepática		Parkinson
	Hiper- e Hipotiroidismo		Acidentes Vasculares Cerebrais (AVCs)
	Obesidade		Desordens Vestibulares
	Défice da Vitamina B_{12}	**Outros**	Outra doença aguda
	Uremia		Recente hospitalização
Anormalidades Sensoriais	Danos auditivos		Recente cirurgia
	Neuropatia Periférica		Uso de determinados medicamentos e toma em demasia
	Danos visuais		

Num estudo realizado com idosos que apresentavam dificuldades em caminhar, concluíram que o problema mais frequente que os participantes apresentavam era a artrite e em se-

gundo lugar a hipotensão ortostática (Hough et al. 1987). Num outro estudo realizado por (Bloem et al. 1992) em idosos com uma idade superior a 88 anos, verificaram que a causa mais comum que provocava problemas na marcha era a dor nas articulações, seguida por AVCs (Acidentes Vasculares Cerebrais), dificuldades visuais e dores na coluna vertebral e no pescoço.

Adicionalmente ao tipo de condições médicas e riscos que afetam a marcha e o equilíbrio, é importante descriminar de que forma os problemas mencionados afetam a pessoa em termos práticos. Como tal, são apresentados na Tabela 2.4, alguns dos problemas que afetam a marcha e o equilíbrio enunciados previamente e a sua descrição em termos dos efeitos que causam. A descrição elaborada é de caráter genérico, estando sempre sujeita à variabilidade adjacente à pessoa. Apesar da variabilidade que pode surgir, com esta breve descrição dos efeitos, é possível estabelecer uma associação com algum problema médico.

Tabela 2.4 - Descrição dos efeitos que os problemas médicos apresentados podem provocar numa pessoa (Alexander 1996b; Verghese et al. 2006; Jankovic et al. 2001; Salzman 2010).

Problemas Médicos	Descrição dos efeitos
Disfunção ou Degeneração Cerebelar (Axer et al. 2010; Hausdorff et al. 2001; Tousi 2012; Sudarsky 2001)	- Baixo equilíbrio e coordenação; - Marcha insegura; - Passo irregulares; - Caminhada ampla, com os pés muito separados; - Tremores; - Ataxia; - Instabilidade do tronco; - Posicionamento errado dos pés;
Acidente Vascular Cerebral (AVC)	- Perda de equilíbrio; - Paralisia; - Dor; - Défice Cognitivo; - Paresia; - Hemiparesia; - Défice motor ou sensorial; - Fraqueza unilateral; - Aumento dos reflexos;
Estenose Espinhal	- Movimento de circundação de ambas as pernas; - Marcha com arrastar dos pés; - Possibilidade de um movimento em tesoura: os joelhos cruzam-se; - Passos pequenos; - Dores na coluna vertebral; - Piora com a extensão, melhora com a flexão;

Osteoartrose (Van Hook et al. 2003)	- Deformação das articulações; - Maior limitação do movimento; - Dores nas articulações; - Passos pequenos e lentos; - Distúrbios na marcha provocado por dores; - Mancar; - Flexão limitada nos locais dolorosos;
Osteoporose	- Cifose; - Encurtamento do estatura;
Parkinson	Ver Tabela 2.2 – Marcha Parkinsoniana;
Neuropatia Periférica Sensitiva	- Perda de Sensibilidade de posição e tato; - Possibilidade de marcha *steppage*; - Descoordenação; - Instabilidade; - Base de suporte ampla; - Cruzamento de pernas;
Danos Auditivos (Labirintite Aguda e Doença de Ménière)	- Instabilidade; - Cruzamento de pernas; - Tendência a cair para um lado;
Esclerose Múltipla	- Base ampla com aumento da oscilação do tronco; - Passos irregulares; - Marcha desequilibrada e oscilante; - Descoordenação; - Dismetria;
Hidrocefalia de Pressão Normal e Demência (Van Hook et al. 2003)	- Cruzamento de pernas; - Passos pequenos e baralhados; - Base de suporte ampla e bom movimento de braços; - Desequilíbrio; - Iniciação da marcha com dificuldades; - Hesitação nas curvas; - Dificuldade em deslocar os pés do chão (marcha magnética); - Postura vertical; - Tremores reduzidos; - Bloqueio motor; - Défice cognitivo;
Défice de Vitamina B_{12}	- Desequilíbrio; - Espasticidade; - Marcha oscilante; - Base ampla com aumento da oscilação do tronco; - Passos irregulares;
Danos Visuais	- Base de normal a ampla; - Passos pequenos; - Diminuição da velocidade de marcha; - Rotação em bloco; - Analogia a pessoa normal a deslocar-se sobre o gelo;

Efeitos adversos da medicação e desordens Vestibulares	-	Tonturas; Vertigens;

Para além da diversidade de efeitos que podem surgir na marcha, (Alexander 1996b) acrescenta que as alterações na marcha aumentam com o aumento da severidade das doenças, particularmente em casos do Parkinson e da Osteoartrose do joelho. O autor também refere que as patologias de origem cerebral produzem uma marcha mais complexa e um diagnóstico preciso, o qual só é detetável caso sejam utilizadas técnicas de análise de marcha específicas. Em contrapartida, lesões periféricas ao sistema nervoso central, como por exemplo nas articulações, são mais fáceis de identificar e interpretar (Alexander 1996b).

2.1.5.Testes Clínicos

A análise do movimento é de elevado interesse para diversas áreas, como para estudos científicos, uso clínico, desporto, educação, entre outros. Esta análise pode ser qualitativa ou quantitativa, dependendo do seu objetivo, necessidade e do ambiente envolvente onde será aplicada. A análise qualitativa é essencialmente descritiva e exige uma excelente compreensão prática e experiência por parte da pessoa que realiza a análise. Por outro lado, com uma análise quantitativa conseguem-se obter dados numéricos, para posterior comparação e cálculos matemáticos. Assim, há testes clínicos onde é realizada uma análise qualitativa (secção 2.1.5.1) e outros uma análise quantitativa (secção 2.1.5.2). Este tipo de avaliação têm como foco, essencialmente, a marcha, mobilidade, equilíbrio e consequentemente, risco de queda, através de testes, questionários e escalas.

2.1.5.1 Avaliação Qualitativa

– **Avaliação da marcha e mobilidade**

O Teste Mini Motor (*Mini Motor Test*) consiste numa pontuação para 20 itens e avalia a capacidade da pessoa se levantar e deitar na cama, a postura quando a pessoa está sentada ou em pé e a qualidade da marcha. É considerado de fácil execução, de curto período de tempo (10 a 15 minutos) e baseia-se na observação clínica. Pode ter mais interesse em pacientes que apresentam problemas posturais graves ou na marcha, sendo então um teste de possível aplicabilidade clínica. A pontuação deste teste consiste apenas em 2 níveis, sim (1)

ou não (0), sendo que a pontuação máxima (20), corresponde aos pacientes com melhor capacidade física. Para maior detalhe dos itens avaliados consultar (Mourey et al. 2005).

– **Avaliação da independência de ambulação**

Estes tipo de testes qualitativos baseiam-se na avaliação da independência de ambulação da pessoa, o qual, avalia de forma indireta a marcha.

O teste - Classificação Funcional de Ambulação (*Functional Ambulation Classification*) - categoriza os pacientes considerando as suas capacidades motoras para ambulação, não avalia a resistência do paciente mas sim, o seu nível de independência para caminhar. Este teste encontra-se dividido em 6 níveis, desde a incapacidade para caminhar até à independência durante a marcha. Para maior detalhe da descrição de cada nível ver (Ali & Raad 2013).

A Escala de *Barthel* é um instrumento que avalia o nível de independência da pessoa para a realização de 10 atividades básicas da vida: comer, higiene pessoal, uso dos sanitários, tomar banho, vestir e despir, controlo de esfíncteres, deambular, transferência da cadeira para a cama, subir e descer escada. Para maior detalhe consultar (Anon 1993).

Por último, a Medida de Independência Funcional (MIF), é muito semelhante com a escala anterior, mas acrescenta a componente cognitiva, assim é composta por dois campos: o motor e o cognitivo. O motor é composto por 13 itens e subdivididos em quatro categorias: cuidados pessoais, controle de esfíncter, mobilidade/transferência e locomoção. O cognitivo é composto por 5 itens e em duas categorias: comunicação e cognição social. Para cada item atribui-se uma pontuação que varia entre 1 e 7. O total máximo é de 126 pontos, que indica independência total e a mínima é de 18 pontos, indicativo de dependência total (Secretaria Municipal de Saúde 2009).

– **Avaliação do equilíbrio e risco de queda**

Tendo em consideração o foco deste tipo de avaliação, vários foram os testes, escalas e questionários que surgiram, no entanto, apenas foram selecionados os de maior interesse para este trabalho.

O teste *Push and Release* permite avaliar a instabilidade postural dos pacientes, podendo facilitar na identificação de pacientes com problemas de equilíbrio antes de estes caírem alguma vez. É um teste de rápida execução e sem custos. Para a realização do teste, o paciente

inclina-se para trás agarrando as mãos do examinador, este repentinamente retira as suas mãos. A pontuação (0 a 4) deste teste consiste na resposta do paciente quando tenta encontrar o equilíbrio (Raad 2014a). Para total descrição do teste consultar (Jacobs et al. 2006).

Numa perspetiva diferente, poderá ser aplicado um questionário que avalia a confiança da pessoa, em termos de equilíbrio, na realização de 16 tarefas diferentes do dia a dia – Atividades de Confiança de Equilíbrio (*Activities of Balance Confidence*). Cada item considerado pode ser cotado desde 0 % (sem confiança) até 100 % (confiança completa) em termos de confiança durante a realização das atividades consideradas. Esta avaliação de equilíbrio é concluída em 15 minutos e não apresenta relação com o risco de queda (Myers et al. 1998).

Um outro teste que segue o mesmo princípio que o anterior é o Escala de Eficácia de Queda (*Fall Efficacy Scale - FES*). Basicamente, é aplicado um questionário que avalia a confiança das pessoas na realização de 12 atividades do dia a dia, mas sem que a pessoa caia. Tipicamente é usado em idosos para determinar o risco de queda (Mariani 2012).

O teste de Avaliação de Sistemas de Equilíbrio (*Balance Evaluation Systems Test - BESTest*), o qual engloba 36 itens agrupados em 6 sistemas: restrições biomecânicas, limites de estabilidade/verticalidade, ajustes posturais antecipatórios, respostas posturais, orientação sensorial e estabilidade da marcha. Cada um destes itens é pontuado entre 4 níveis, de 0 (mau desempenho) até 3 (bom desempenho). A organização deste teste concebe uma reabilitação específica para diferentes problemas de equilíbrio, sendo o único que permite determinar o tipo de problema e especificar o tratamento para o paciente. É ainda destacado pelo facto de ser o único teste clínico de equilíbrio que inclui testes de respostas posturais, aquando a aplicação de perturbações externas. Como inconvenientes, a realização do teste exige cerca de 30 min, não permite a avaliação do risco de queda e necessita de equipamento específico para a sua realização (Horak et al. 2009). (Franchignoni et al. 2010) desenvolveu uma versão curta deste teste, com uma duração de 10 min, eliminando as redundâncias existentes e itens menos significantes para a avaliação.

Contrariamente ao *BESTest*, a Abordagem do Perfil Fisiológico (*PPA - Physiological Profile Approach*), está organizada de acordo com os problemas fisiológicos que conduzem ao risco de queda. Este teste aborda a visão, sensibilidade cutânea dos pés, força muscular das pernas, tempo de reação de passo e balanço postural. A avaliação é realizada através de atribuição de pontos, sendo que se a pontuação final for menor do que 0 indica baixo risco de queda, entre 0 e 1, ligeiro risco, entre 1 e 2 significa um risco moderado e se for maior do que 2

está associado a um elevado risco de queda. Como vantagens, este método determina a causa fisiológica do problema de equilíbrio e apresenta uma precisão de 75 %. Em contrapartida, tem uma duração de 30 min, requer o uso de equipamento específico e há um certo nível de imprecisão em termos de medição dos mecanismos fisiológicos (Lord & Clark 1996).

Um dos modos de avaliação de equilíbrio mais utilizados na prática clínica é a Escala de *Berg*. Esta escala apresenta 14 itens e avalia a postura quando a pessoa está sentada, em pé e nas transições posturais, permitindo avaliar o equilíbrio e o risco de queda dos idosos. Para cada item há uma determinada pontuação, a máxima pontuação corresponde a 56. (Conradsson et al. 2007) estabeleceu a relação que para uma pontuação inferior a 45 aumenta o risco de queda. A sua elevada aplicabilidade deve-se à facilidade na implementação e à rapidez de realização (10 a 15 min) (Berg et al. 1992; Berg & Norman 1996).

O Teste de *Romberg* também permite a avaliação do equilíbrio. Para este teste o paciente está de pé, com os calcanhares unidos, as pontas dos pés separadas por 30 °, cabeça reta, braços ao longo do corpo e tem que se manter de olhos fechados durante 1 min. O teste é considerado positivo, ou seja, verificam-se problemas de equilíbrio, se a pessoa não conseguir manter a posição de olhos fechados. Este teste é de rápida realização e é adequado para pacientes diagnosticados com mielopatias e neuropatias associadas a disfunção sensorial (Raad 2014b).

Outro teste realizado com os olhos fechados, mas em movimento e que de igual forma avalia o equilíbrio é o teste *Babinski-Weil* ou também conhecido por Prova de Marcha às cegas. Neste teste, a pessoa tem de caminhar de olhos fechados, um percurso de ida e volta, correspondendo aproximadamente a uma distância de 1.5 m. Em pessoas saudáveis não se verifica nenhum desvio ao longo do percurso, já em pacientes lesados, como por exemplo com uma lesão vestibular unilateral, verifica-se um desvio da marcha para o lado lesado, a qual se denomina por marcha em estrela (Silva 2004).

A pontuação *STRATIFY* (*St Thomas's risk assessment tool in falling elderly inpatients*) consiste na avaliação da história clínica relativamente a quedas, alterações mentais, frequência de ida à casa de banho, dificuldades visuais uso de medicação psicoativa (opcional) e problemas de mobilidade. Os itens mencionados são pontuados e se a soma for inferior a 2 indica maior risco de queda. Assim, este teste permite identificar, atempadamente, as características clínicas em idosos que podem originar uma queda e com essas características determinar o risco de queda (Oliver et al. 1997).

O Modelo de Avaliação de risco de queda de *Hendrich II,* pode ser utilizado como uma ferramenta primária, para prevenção de quedas ou como secundária, após a ocorrência de uma queda. Este modelo determina o risco de queda de idosos considerando o género, estado mental e emocional, sintomas de tonturas e de medicações que aumentam o risco de queda. É considerado um teste rápido e tem a vantagem de incluir a medicação, que pode ter um efeito contributivo para o risco de queda (Hendrich 2013).

– **Avaliação no mesmo teste da marcha, equilíbrio ou risco de queda**

Aqui serão abordados os testes e escalas que avaliam tanto a marcha, como o equilíbrio ou risco de queda. Considerada como uma das ferramentas mais antigas e mais utilizadas nos idosos (Yelnik & Bonan 2008) e a qual permite a avaliação tanto da marcha como do equilíbrio - Equilíbrio *Tinetti* e Teste de Marcha. O teste está dividido em duas secções, equilíbrio e marcha, para cada secção há determinados itens avaliados e, posteriormente, são cotados com 0 ou 1 ou então com 0, 1, e 2. Este tipo de pontuação, para algumas situações torna-se difícil de atribuir apenas com 3 pontos, traduzindo-se em pouca especificidade. A pontuação máxima corresponde a 40 e é considerado que quando esta é inferior a 36 pontos, significa um maior risco de queda. O tempo de execução do teste ronda os 20 min. Para maior detalhe da realização deste teste consultar (Tinetti et al. 1986).

A Escala de Marcha e Equilíbrio (*Gait and Balance Scale*) é um instrumento fidedigno para a avaliação da marcha, equilíbrio, bloqueios motores (*frezzing*) na marcha e o ciclo de marcha. Para tal avaliam-se 14 parâmetros da marcha e do equilíbrio com o objetivo de determinar a severidade destes domínios funcionais. Para além dos parâmetros mencionados, também inclui a informação sobre a história clínica da pessoa. Este instrumento é uma escala clínica, mas também pode ser utilizado fora desse ambiente, devido à sua facilidade de utilização e compreensão (Thomas et al. 2004).

O Teste GARS-M – *Modified Gait Abnormality Rating Scale* – avalia características da marcha de idosos para inferir o risco de queda. A pontuação para cada pessoa é obtida através da visualização de vídeos onde as pessoas caminham 10 m à sua velocidade normal. A versão anterior incorporava 16 itens tornando-se redundante, daí o desenvolvimento de uma versão modificada apenas com 7 itens. A duração do teste é entre 7 a 10 min (VanSwearingen et al. 1996).

Por fim, embora as escalas clínicas e testes funcionais de facto revelem dados discriminativos entre as populações, estes métodos estão sujeitos a dois tipos de subjetividade. Subjetividade da dor do paciente, a qual pode variar consoante a doença, estado de humor, motivação, cansaço ou tempo. Subjetividade da observação do examinador, que pode variar de pessoa para pessoa, consoante a interpretação que tiver ao observar os sintomas (Mariani 2012). De um modo geral, verifica-se que esta análise qualitativa tem como vantagens o facto de exigir pouco tempo para a preparação e execução da análise, baixo custo económico e, ainda, pela facilidade de implementação sem a necessidade de instalações ou sistemas complexos, podendo ser realizada por médicos e terapeutas numa avaliação clínica. Por outro lado, este tipo de análise apresenta um grau de incerteza, porque a avaliação do movimento apresenta um caráter subjetivo, logo, é mais provável a introdução de erro e de falha e, por fim, pela possibilidade de perda de importantes detalhes do movimento.

2.1.5.2 Avaliação Quantitativa

- **Avaliação da marcha e mobilidade**

Os testes aqui apresentados focam-se na avaliação da marcha e da capacidade de mobilidade tanto em pessoas saudáveis como em pessoas diagnosticadas com certas doenças.

No Teste de Marcha de 10 m (*10 m Gait Test*), as pessoas têm que percorrer uma distância de 10 m à sua velocidade normal ou superior. De seguida, determina-se o tempo em que a pessoa demora a percorrer a distância estabelecida, conseguindo avaliar a velocidade de marcha ao longo do teste. Este teste é executado rapidamente (menos de 5 minutos), sem custo e permite avaliar a mobilidade funcional e a marcha, por comparação com valores de referência. Para maior detalhe do teste, consultar (Ali & Raad 2014a).

O Teste de Marcha durante 6 minutos, tem como finalidade a avaliação da resistência e da capacidade de realização de exercício funcional. O teste consiste em caminhar durante 6 minutos à maior velocidade conseguida pelo participante. Após a realização do teste determina-se a distância percorrida durante os 6 minutos e a velocidade de marcha. Quanto aos participantes, o teste pode ser aplicado tanto a pessoas jovens como idosas, saudáveis ou não, e estes podem utilizar DAs para a realização do teste, deve é ser mantido o mesmo de teste para teste. Para mais informação sobre o teste consultar (Heinemann 2010).

– **Avaliação do equilíbrio e risco de queda**

O teste *One-leg stance duration* consiste na determinação do tempo em que a pessoa consegue aguentar apenas com uma perna em apoio. É considerado o teste mais antigo para avaliação do equilíbrio. As pessoas estão com as braços na cintura, devem estar apenas com uma perna de apoio, sem qualquer tipo de assistência e de olhos abertos. O tempo do teste é contado desde que o pé é fletido e retirado do chão até que toque no chão ou na perna de apoio, ou ainda, se os braços saírem da cintura. Os participantes que não conseguem realizar este teste pelo menos durante 5 s, significa que têm maior risco de queda. Inicialmente este teste era realizado com os olhos fechados, mas mesmo para as pessoas sem nenhum problema de equilíbrio em específico tornava-se um teste clínico com um certo nível de dificuldade e variabilidade. Tem como vantagem o facto de o desempenho da pessoa ser avaliado pela duração do teste, através de um cronómetro, e por ser um exame de rápida execução (Fregly & Graybiel 1968).

O Teste para Alternar o Passo (*Alternate Step Test*), tal como nome indica, consiste em colocar o pé, por inteiro e descalço, sobre um *step* com 18 cm de altura e 40 m de largura e alternar entre o pé esquerdo e direito, o mais rápido possível. Desta forma, há deslocamento do peso corporal devido ao movimento, conseguindo determinar a estabilidade lateral. A medição do teste consiste na determinação do tempo necessário para completar 8 passos, permitindo aferir sobre o risco de queda.

Quanto ao teste de sentar e levantar 5 vezes consecutivas (*Sit-to-Stand 5 repetitions*), apesar de não estar diretamente relacionado com a avaliação do risco de queda, é um teste que está incluído em escalas que avaliam. Concretamente, este teste determina a força dos membros superiores. As pessoas têm que se levantar de uma cadeira 5 vezes consecutivas, o mais rápido possível, com os braços no apoio. O parâmetro avaliado é o tempo de realização destas 5 repetições (Tiedemann et al. 2008).

Para finalizar, o Teste de Alcance Funcional (*Functional Reach Test*) foi desenvolvido para avaliar os limites máximos de estabilidade durante a fase de apoio. Consiste numa avaliação objetiva, onde é medida a máxima distância que a pessoa consegue alcançar para além do comprimento dos braços, inclinando o tronco para a frente enquanto mantém uma base de suporte fixa em pé. O alcance para a frente que é obtido pode indicar o risco de queda (Behrman et al. 2002). Também pode ser adicionado o alcance lateral e para trás e, para além desta versão, também existe uma versão modificada, onde a pessoa está sentada em

vez de estar em pé. Se o alcance atingido para a frente for menor ou igual a 0.15 m indica risco de queda. Este teste é considerado um excelente método para avaliar o risco de queda e de rápida execução (1 min) (Duncan et al. 1990).

– **Avaliação no mesmo teste da marcha, equilíbrio e risco de queda**

Um dos testes com bastante utilização na prática clínica, devido à sua simplicidade e rapidez de realização é o *TUG – Timed "Up and Go Test"* – o qual permite a avaliação da mobilidade, equilíbrio, capacidade de caminhar e risco de queda em idosos (Weiss et al. 2010). Quanto ao procedimento do teste, a pessoa está sentada numa cadeira, levanta-se caminha 3 m, dá a volta, caminha novamente os 3 m e senta-se. O tempo que demora a percorrer este percurso é cronometrado. As pessoas que demoram mais de 13 s para completar o TUG indicam maior risco de queda (Mathias et al. 1986). Este teste é considerado bastante confiável, porque a avaliação da pessoa está dependente do tempo obtido pelo cronómetro (Yelnik & Bonan 2008). Para maior detalhe desta implementação consultar (Ali & Raad 2014b).

O último teste selecionado é o percurso de Obstáculos Funcionais (*Functional Obstacle Course - FOC*), o qual consiste na avaliação de idosos com e sem equilíbrio e com problemas de mobilidade. Para tal, realizam-se 12 simulações de tarefas de mobilidade funcionais ou de obstáculos que se possam encontrar em casa, como por exemplo, objetos, carpetes, rampas, portas, entre outros. Este teste é realizado com a colocação dos obstáculos entre barras paralelas (Means 1996). Foi desenvolvida uma versão modificada a qual não requer a utilização das barras paralelas, os obstáculos são colocadas próximos das paredes e desta forma, não exige pessoal extra para alterar os obstáculos. Deste modo, esta última versão tem um menor custo e requer menos tempo para a preparação do teste. Em termos de avaliação, para cada simulação é avaliado o desempenho da pessoa com informação quantitativa e qualitativa (Means & O'Sullivan 2000).

Comparativamente com a avaliação qualitativa, com esta análise consegue-se ultrapassar o problema da subjetividade de avaliação do examinador e a consequente introdução de erro no resultado. Mas, de qualquer forma, mantêm-se o problema associado à perda de detalhes do movimento. Apesar de já se avaliarem distâncias, tempos e velocidades, não é o suficiente para quando se pretende uma análise mais detalhada do movimento. O avanço da tecnologia permitiu o desenvolvimento de técnicas de avaliação objetiva e de caráter prático, de modo a

terem interesse no ambiente clínico, tanto para o equilíbrio como para a marcha. Assim, na secção 2.1.6. serão abordadas técnicas para avaliação tanto da marcha, como da postura e equilíbrio do utilizador, por intermédio de sensores inerciais (Mancini & Horak 2010) que também permitem uma análise quantitativa.

2.1.6.Caraterização da Marcha

Atualmente, verifica-se a necessidade e a dificuldade da realização de uma avaliação clínica precisa de um paciente durante o programa de reabilitação. Esta avaliação é considerada um dos maiores desafios na prática clínica e, com o avanço da tecnologia, tem-se assistido a uma maior dedicação a este objetivo. A apreciação que os terapeutas concebem durante os programas de reabilitação, consiste numa avaliação da função motora e do desempenho do paciente com base na informação visual e na sua opinião sobre os movimentos observados. Este tipo de informação, como por exemplo, os ângulos das articulações e a força dos músculos são avaliados de forma manual, o que torna esta avaliação mais suscetível a erros de subjetiva. Esta avaliação pode ser mais objetiva, caso sejam aplicadas técnicas de avaliação da marcha que permitam um estudo sistemático e uma caracterização da locomoção humana (Tao et al. 2012). Estas técnicas podem ser aplicadas, por exemplo, para avaliar e extrair características normais e anormais da marcha, determinar a evolução após a cirurgia e monitorizar o movimento e o equilíbrio (Lee et al. 2010). Este tipo de técnicas de marcha podem integrar sistemas de medição 3D do movimento através do uso de múltiplas câmaras, *footswitches*, goniómetros e medições das forças de reação através de plataformas de força, conseguindo assim localizar o corpo humano e realizar uma análise dinâmica da marcha. Contudo, os sistemas, anteriormente referidos, apresentam alguns entraves na aquisição dos dados, como por exemplo, necessitam de um amplo espaço de trabalho, requerem dispositivos de processamento pouco económicos, exigem a realização de testes de pré-calibração e, ainda, requerem a presença de um técnico para conduzir os testes. Adicionalmente, também são de difícil aplicabilidade no dia a dia e em ambientes mais complexos (Karaulova et al. 2002; Zijlstra & Hof 2003). Portanto, muitas vezes estes sistemas encontram-se limitados apenas à pesquisa laboratorial. Para ultrapassar este problema, sistemas sensoriais, como sensores inerciais, têm se tornado cada vez mais um método alternativo de enorme aplicabilidade clínica. Estes sistemas sensoriais são de baixo custo, tamanho reduzido, podem ser co-

locados próximo do local pretendido, portáteis, de fácil utilização e, apresentam a grande vantagem de conseguirem monitorizar as atividades diárias da pessoa realizadas num ambiente exterior ao laboratório (Watanabe & Saito 2011; Watanabe et al. 2011). Investigações mais recentes nesta área incluem estudos sobre o reconhecimento do estado da pessoa, classificação da marcha, deteção das fases da marcha e uma medição precisa do movimento humano como por exemplo, ângulos das articulações, posição e orientação 3D de segmentos do corpo (Liu et al. 2009). Os sensores inerciais podem incluir somente acelerómetros (medição da aceleração linear), giroscópios (medição da velocidade angular) ou magnetómetros (medição do magnetismo terrestre), podendo os três ou dois deles estarem integrados num sensor inercial.

Resumidamente, tal como foi referido anteriormente, nesta subsecção será considerada uma análise quantitativa, objetiva e que avalia o movimento em maior detalhe. Esta análise permite a deteção de problemas que só por observação não seriam detetados e, até mesmo, a deteção desses problemas numa fase inicial e a obtenção de dados com maior grau de certeza. Em contrapartida, exige um maior tempo de preparação do equipamento, maior custo e pessoas qualificadas para a realização desta análise (Rigoberto 2011).

Na realização deste trabalho, recorreu-se ao uso de sensores inerciais para identificar e descrever as fases do ciclo da marcha e os parâmetros associados, e avaliar a postura da pessoa, de modo a estimar o risco de queda, equilíbrio, estabilidade e harmonia da marcha. Além disso, teve-se em conta a implementação de métodos que exijam o menor número de sensores e de equipamento extra de baixo custo.

Nas próximas subsecções serão apresentados, de uma forma resumida, alguns dos estudos que utilizaram sensores inerciais para os mesmos fins deste trabalho.

2.1.6.1 Deteção dos eventos da marcha

Para a deteção dos eventos da marcha e, posterior determinação das fases do ciclo da marcha, podem ser utilizados sensores inerciais incluindo somente acelerómetros, giroscópios ou magnetómetros, ou uma combinação deles ou ainda combinados com sensores de força. Para além disso, os sensores inerciais podem estar localizados em diferentes partes do corpo da pessoa, tendo o mesmo fim em vista. Lee et al (2010) referiu que a localização do acelerómetro pode afetar a forma do sinal obtido (Lee et al. 2010). Assim, deverão ser avaliadas as várias possibilidades das posições do sensor. Começando pela localização dos sensores ao nível do quadril, (Auvinet et al. 2002) utilizaram dois acelerómetros, dispostos perpendicular-

mente um em relação ao outro, colocados nas costas da pessoa. Os testes realizados consistiram em caminhar ao longo de um corredor do hospital de 40 m e a população estudada incluía desde jovens até idosos saudáveis. Adicionalmente aos acelerómetros, os autores utilizaram uma câmara de vídeo sincronizada, facultando a determinação de alguns parâmetros como - o contacto do calcanhar direito e esquerdo, pé plano, o momento da remoção dos dedos pés do pé oposto, apoio médio, fases de apoio do lado direito e esquerdo, e, ainda, momento inicial e final da fase de duplo suporte, entre outros. Em termos de processamento, os autores recorreram ao cálculo da *Fast Fourier Transform* (*FFT*), densidade do espetro de potência, transformação logarítmica e de *Fischer*, tornando-se numa implementação um pouco complexa. Utilizaram ainda 2 acelerómetros para a mesma finalidade - deteção dos eventos da marcha. Em 2003, (Zijlstra & Hof 2003) estudaram a viabilidade dos parâmetros da marcha obtidos por via dos acelerómetros, utilizando numa fase de testes uma plataforma equipada com sensores de força para validar os parâmetros e numa outra fase sem a mesma plataforma. Os testes foram realizados com jovens saudáveis onde lhes foi colocado um acelerómetro nas costas ao nível do quadril. Estes testes consistiam em caminhar numa plataforma a diferentes velocidades e ao nível do chão a uma velocidade normal, lenta e rápida. Quanto aos parâmetros, determinaram o momento de contacto do pé esquerdo e direito, velocidade da marcha e uma estimativa do comprimento do passo. Os parâmetros referidos também foram determinados pelos sensores de força, como método de comparação para os dados obtidos pelos acelerómetros, verificando que existia um pequeno atraso da deteção pelos acelerómetros, comparativamente aos sensores de força. Concluíram que é possível obter de uma forma positiva os parâmetros da marcha através dos acelerómetros, utilizando as técnicas de deteção de pico ou de *zero-crossing* (Zijlstra & Hof 2003).

Para além do quadril, o sensor inercial também pode ser colocado na coxa e canela para a determinação dos eventos da marcha, como por exemplo no estudo realizado pelos autores Aminian et al (2002). Neste trabalho, o objetivo consistia na determinação dos parâmetros da marcha enquanto a pessoa caminhava durante longos períodos. O estudo compreendia a avaliação de um grupo de jovens e idosos saudáveis equipados com 3 giroscópios, 1 em cada canela e o terceiro na coxa direita. Adicionalmente aos giroscópios, foram utilizados 2 sensores de força dispostos por baixo do pé direito, de modo a validar a deteção efetuada pelos giroscópios. Os participantes tinham que caminhar a diferentes velocidades na plataforma e no chão. Relativamente ao método de deteção dos parâmetros pretendidos, este baseia-se na

aplicação da Transformada de *Wavelet* e na deteção de picos. Os parâmetros calculados foram os seguintes – duração da fase de oscilação, de apoio simples e duplo, momento de contacto do calcanhar e da remoção dos dedos dos pés do chão. Verificaram que não há nenhum erro significativo entre a deteção conseguida pelos sensores de força e pelos giroscópios. A desvantagem desta implementação é devido à utilização de giroscópios, uma vez que a integração destes sinais requer um processamento de sinal e filtragens extras para eliminar artefactos e *drifts* do sinal provenientes da integração, para além da utilização de 3 sensores para a mesma finalidade - deteção dos eventos da marcha - e a aplicação de um processamento complexo (Aminian et al. 2002). Em 2005, Lee et al apresentaram um método de deteção dos parâmetros da marcha através da utilização de 4 sensores inerciais, os quais incluem 1 acelerómetro, 1 giroscópio e 1 magnetómetro. Cada sensor foi colocado em cada coxa e 1 em cada canela. Para validar os resultados obtidos pelos sensores inerciais, utilizam o sistema de captura de movimento (Sistema VICON), o qual requer o uso de 6 indicadores refletores dispostos nos 4 sensores inerciais e um sobre cada pé. Os parâmetros determinados foram o tempo da fase de apoio, do ciclo de marcha e de duplo suporte e o comprimento da passada. O cálculo destes parâmetros teve por base a identificação dos picos dos diferentes sinais (Lee et al. 2005). Este estudo apresenta dois inconvenientes, atendendo aos objetivos deste trabalho, sendo eles, a exigência de um elevado número de sensores e de equipamento de custo elevado para validação dos resultados. Já Selles et al (2005) apenas utilizaram 2 acelerómetros uniaxiais localizados logo abaixo do joelho, sincronizados com sensores de força localizados numa plataforma (plataforma de força *Kistler*). Os testes realizados consistiam em caminhar a diferentes velocidades ao longo da plataforma, o qual implica, segundo os autores, o desenvolvimento de diferentes algoritmos para as diferentes velocidades, tornando-se numa implementação mais complexa. Os dados obtidos pela plataforma foram utilizados como dados de referência, como meio de validação. Os parâmetros determinados foram os seguintes - duração da fase de apoio, passada e a deteção do contacto inicial e final. Uma vez que o objetivo do estudo era a validação da estimativa dos contactos inicias e finais através do uso de acelerómetros, tanto para pessoas saudáveis como para pessoas que sofreram uma amputação transtibial, os autores concluíram que esses momentos podem ser identificados com precisão e facilidade para diferentes velocidades, tanto para saudáveis como para amputados (Selles et al. 2005).

Tendo em linha de conta que o interesse é a deteção de alguns dos movimentos do pé ao longo da marcha, é bastante razoável a localização do sensor próximo da extremidade inferior. Assim, vários autores estudaram a deteção dos eventos da marcha, com o sensor inercial disposto em diversos locais no pé, como por exemplo, no calcanhar, peito do pé e ainda, no tornozelo. Em 2001, Pappas et al desenvolveram um sistema de deteção das fases da marcha, sendo estas, a fase de apoio, remoção do calcanhar, fase de balanço e quando o calcanhar 'ataca' o solo. Para a determinação destes parâmetros, utilizaram um giroscópio disposto no calcanhar sobre o sapato e 3 sensores de força (*Force Sensitive Resistors - FSR*) colocados na sola do sapato. Os testes consistiam em percorrer superfícies planas e irregulares, subir e descer escadas, ultrapassar obstáculos e caminhar em superfícies inclinadas. A população-alvo compreendia pessoas saudáveis e com dificuldades na marcha. Concluíram que para os diferentes testes e para toda a população, conseguiam detetar de uma foram satisfatória as fases da marcha, utilizando como método de comparação e validação um sistema de análise de movimento ótico VICON 370, colocando 3 indicadores refletores no joelho, calcanhar e dedos dos pés. A utilização do giroscópio e a integração do seu sinal, exige uma etapa de processamento extra para evitar *drifts* indesejados provenientes desse processamento. Esta implementação apresenta o inconveniente de utilizar um sistema de validação dispendioso (Pappas et al. 2001).

Em 2007, os autores Sabatini et al utilizaram um sensor inercial, composto por um acelerómetro biaxial e um giroscópio, localizado sobre o peito do pé direito. Os testes consistiam em caminhar numa plataforma a diferentes velocidades e inclinações durante 2 min e foram destinados a adultos saudáveis. Conseguiram determinar a duração da fase de balanço, apoio, tempo de passada, momento em que o calcanhar 'ataca' e sobe do solo, momento da fase de balanço e apoio e, ainda, momento do pé em contacto com o solo ('pé plano'). Para validação dos resultados obtidos pelo sensor inercial, utilizaram 2 *footswitches* no pé direito, por baixo do calcanhar e o do dedo grande do pé. Com este método de comparação verificaram que há um pequeno atraso na deteção do momento em que os dedos do pé são retirados do chão e quando o calcanhar ataca o chão. Apesar dessa pequena diferença, os autores revelaram que, de facto, a disposição do sensor inercial no pé permite a deteção fidedigna das fases da marcha. O único inconveniente desta implementação deve-se ao facto da deteção dos eventos de marcha ser conseguida através da velocidade angular, ou seja, giroscópios, exigindo outro tipo de cuidados (Sabatini et al. 2005). Os autores Jasiewicz et al, apresentaram em 2006 um es-

tudo em que consistia na comparação entre a deteção dos eventos da marcha, contacto inicial e final do pé, por 3 métodos diferentes, ou seja, através de acelerómetros, giroscópios e *footswitches*. Utilizaram 4 sensores inerciais constituídos por um 1 giroscópio e 2 acelerómetros biaxiais, sendo que 1 sensor inercial estava sobre o peito de cada pé e 1 sensor em cada canela. Em relação aos *footswitches*, recorreram a 4 sensores, 2 para cada pé, sendo distribuídos na sola do sapato ao nível do calcanhar e dos dedos dos pés. Os resultados obtidos pelos sensores em questão, foram utilizados como dados de referência para a deteção do momento do contacto inicial e final do pé, como modo de comparação para os restantes métodos. Os testes foram realizados com adultos saudáveis e com pessoas que apresentavam lesões na espinal medula. As pessoas tiveram que caminhar 8 m à sua velocidade normal. Por fim, os autores concluíram que para a deteção dos eventos da marcha para as pessoas com lesão na espinal medula, os melhores resultados foram com os sensores inerciais localizados no pé. Considerando apenas as pessoas saudáveis, todos os métodos conseguem detetar de uma forma precisa os eventos pretendidos (Jasiewicz et al. 2006). Este estudo torna-se inviável devido ao elevado número de sensores inerciais que exige. Alvarez et al tinha como finalidade estimar a distância percorrida e para isso determinaram a velocidade da marcha, a duração total do percurso, o momento em que o calcanhar é retirado do chão e em que o pé está em contacto com o chão ('pé plano'). Para obter esses parâmetros, utilizaram 2 sensores inerciais, que incluem 1 giroscópio e 1 acelerómetro triaxial, um sobre o peito de cada pé, uma câmara de vídeo ao nível do solo, marcadores no solo e 2 indicadores na sola do sapato da pessoa. O teste foi realizado com voluntários do laboratório e consistia em caminhar 10 m a uma velocidade constante (Alvarez et al. 2007). Este estudo exige processamento extra devido à integração dos sinais dos giroscópios e os erros que podem advir dessa integração, referidos anteriormente.

Para finalizar, Lee et al em 2010, realizaram um estudo que tinha como objetivo o desenvolvimento de um sistema capaz de determinar os parâmetros temporais da marcha, como por exemplo, tempo da fase de apoio e de balanço, momento da remoção dos dedos dos pés do solo e 'ataque' do calcanhar ao solo, entre outros. Como tal, utilizaram 2 acelerómetros triaxiais, cada um em cada tornozelo e 4 *footswitches*, dois em cada pé, dentro do sapato ao nível do calcanhar e do dedo do pé. Com esta configuração dos *footswitches* conseguiam determinar de uma forma direta o momento exato aquando da remoção dos dedos dos pés do chão e do 'ataque' do calcanhar ao solo, utilizando estes dados para posterior comparação. O

teste realizado consistia em caminhar em linha reta durante 5 min, apenas foram aceites jovens saudáveis. Em termos de processamento dos dados, resumia-se, essencialmente, a uma deteção de picos e vales dos sinais obtidos. Concluíram, que de facto o sistema desenvolvido consegue determinar de uma forma fidedigna os parâmetros desejados (Lee et al. 2010). Esta implementação será descrita em maior detalhe na secção 3.5.1.

2.1.6.2 Avaliação da postura e do equilíbrio

Como já foi mencionado anteriormente, a utilização de acelerómetros para a avaliação da postura e do equilíbrio, deve-se ao facto de estes facultarem uma avaliação objetiva do que está a ser analisado e, para além disso, por serem considerados os melhores dispositivos para avaliação da postura humana, ultrapassando as plataformas de força (Rigoberto 2011). Para a realização desta avaliação, (Greene et al. 2010) referiram que para um adequado e completo estudo, o protocolo do estudo deve conter testes realizados tanto com os olhos fechados como com os olhos abertos. Aqui serão referenciados alguns dos estudos realizados no âmbito da avaliação e do estudo da postura e do equilíbrio da pessoa, tanto em condições dinâmicas como estáticas e com olhos abertos ou fechados.

Em 2004, Bonnet et al, pretenderam avaliar de uma forma quantitativa o equilíbrio estático e dinâmico, contrariamente aos testes clínicos para este fim, utilizando o dispositivo de assistência do participante. Para além disso, tinham como finalidade o estudo das estratégias desenvolvidas para a regulação da postura. Para tal, foi utilizado apenas um 1 sensor inercial, o qual inclui acelerómetro e magnetómetro, denominado de *Maxicube* composto por 6 sensores. Em condições estáticas, este sensor inercial é sensível à aceleração gravítica e ao campo magnético da Terra. Após a realização da calibração do sensor, desenvolveram uma matriz de rotação, a qual define a orientação dos eixos anatómicos, tornando a sua implementação um pouco complexa. O sensor encontra-se no tronco, ao nível do esterno, de modo a estimar a orientação 3D do tronco, por aplicação de um algoritmo eficiente. Quanto ao equilíbrio estático foram realizados testes com diferentes posições em pé, olhos fechados ou abertos, pés juntos ou afastados, entre outros. Por outro lado, para o equilíbrio dinâmico realizaram testes de distância de alcance funcional, sentar e levantar numa cadeira e caminhar 3 m, por exemplo. Para todos os testes, foi medido a duração em que o equilíbrio é mantido. Adicionalmente, também realizaram uma análise dos ângulos, resultando em diversos parâmetros, os quais são considerados significativos para a avaliação e quantificação do equilíbrio. Os autores con-

cluíram que podem contribuir para a caracterização entre um desempenho normal e patológico na população (Bonnet et al. 2004).

Gietzelt et al desenvolveram um método automático e objetivo dos parâmetros da marcha para determinar o risco de queda dos pacientes. Para tal, utilizaram 1 acelerómetro 3D colocado ao nível do quadril próximo do CM. O estudo inclui 151 participantes saudáveis e 90 com risco de queda, sendo que esta descriminação foi realizada por implementação do teste *TUG*. Em termos de parâmetros avaliados, determinaram a variabilidade da marcha, energia consumida, balanço do quadril, risco de queda, por implementação do *STRATIFY* e, ainda o estado funcional dos participantes, por aplicação da escala de *Barthel*. A análise dos dados foi conseguida recorrendo ao *software Waikato Environment for Knowledge Analysis* (*WEKA*), o qual tinha como função gerar e avaliar os modelos. Desenvolveram um algoritmo de *machine learning* como método de classificação dos modelos e, por fim, procederam à determinação dos *thresholds* para os parâmetros avaliados. No final concluíram que o método apresentado tem a capacidade de distinguir entre pessoas com elevado e baixo risco de queda (Gietzelt et al. 2009). Este estudo tem como inconveniente a utilização de *thresholds* como fator discriminativo para os diferentes níveis do risco de queda, os quais são específicos para os participantes do estudo e, ainda, pela aplicação dos testes *STRATIFY* e *Barthel* que podem ser demorados.

Em 2011, Ishigaki et al, através de um sistema de monitorização da postura, pretendiam medir o movimento pélvico em idosos e identificar as características associadas a uma marcha instável. Para a realização do estudo, recorreram à participação de 95 idosos com mais de 60 anos, dos quais 14 estáveis e 55 instáveis - esta divisão entre os participantes foi conseguida considerando o tempo de apoio só com uma perna e com os olhos abertos (15 s ou menos) ou com o tempo de realização do *TUG* de 3 m (11 s ou mais). O sistema de monitorização, localizado no quadril, incorpora um acelerómetro e giroscópio 3D, possibilitando a medição de ângulos, velocidade angular e aceleração do movimento pélvico. Concretamente, os autores determinaram o tempo necessário para percorrer 10 m e a velocidade da marcha utilizando um cronómetro, avaliação da força muscular e máxima extensão isométrica do joelho, com um dispositivo de medição da força do pé e da perna, medição do comprimento total e da área do balanço corporal com os olhos abertos e fechados, usando um estabilómetro no teste gravimétrico. Concluíram que podem ser identificadas características do movimento pélvico durante a marcha associadas a idosos instáveis, sendo este o principal fator de risco as-

sociado com as quedas (Ishigaki et al. 2011). O único inconveniente desta implementação passa pela recorrência a equipamentos de maior custo. Nesse mesmo ano, os autores Mancini et al, consideraram a hipótese - se as pessoas diagnosticadas com Parkinson, ainda não tratadas, apresentam anormalidades no balanço postural e, se apresentarem, quais os parâmetros que melhor permitem a distinção entre estes pacientes e as pessoas controlo, caso a hipótese se verifique. Para tal, utilizaram um sensor inercial (acelerómetro e giroscópio 3D) colocado no quadril, próximo do CM, pretendendo determinar se este dispositivo tem a capacidade de quantificar as possíveis anormalidades no balanço destes pacientes e uma plataforma de força para comparação dos dados. No total incluíram 25 participantes (13 com Parkinson e 12 saudáveis) e estes tiveram que permanecer em pé durante 2 min tanto com os olhos fechados como com os olhos abertos. Com os testes mencionados, determinaram o deslocamento do CP, ponto onde atua a resultante das forças aerodinâmicas, através da plataforma da força. A partir deste parâmetro calcularam a distância *RMS*, a qual quantifica a magnitude do deslocamento do CP; a velocidade média; 95 % do espetro de potência deste parâmetro e a dispersão da frequência. Relativamente aos sinais de aceleração, determinaram os mesmos 4 parâmetros com a adição do *Jerk*, indicador de suavidade do balanço postural. Concluíram que de facto o sensor consegue analisar objetivamente a instabilidade postural nestes pacientes e que pode ser utilizado como uma ferramenta clínica para este caso, devido ao seu elevado potencial (Mancini et al. 2011). Do ponto de vista para posterior implementação, este estudo apresenta como desvantagem o facto de se focar apenas em pacientes com Parkinson e utilizar plataformas de força, as quais estão associadas a um custo elevado e à exigência de um espaço apropriado. Ainda em 2011, (Rigoberto 2011) desenvolveu um método com o objetivo de medir o balanço postural por intermédio de sinais de aceleração, descrevendo o processamento destes sinais e cálculo de 16 parâmetros para posterior comparação entre jovens e idosos. Para além disso, pretendia determinar a presença de possíveis fontes de variabilidade não desejáveis nestes sinais e avaliar a sensibilidade dos vários parâmetros calculados, de forma a detetar alterações na estabilidade postural com o avanço da idade. Para este estudo foi utilizado 1 sensor inercial (acelerómetro e giroscópio 3D) colocado ao nível da L3 e 27 pessoas saudáveis, das quais 16 idosos e 11 jovens. Para a realização do teste a pessoa teve que permanecer de pé, com os pés à largura dos ombros, olhar para uma marca a 3 m de distância à sua frente e com os olhos abertos durante 40 s, o mesmo teste foi repetido, mas com os olhos fechados. Em relação aos parâmetros, referiu-se que os autores

selecionaram 16, dos quais incluem *RMS*, *jerk*, área circular de confiança, entre outros. Os 16 parâmetros foram aplicados para os 3 eixos da aceleração e em combinações entre os eixos, resultando num total de 59 sub-parâmetros, tornando-se num método com alguma exigência computacional, devido ao elevado número de parâmetros. Concluíram que os sinais de aceleração foram realmente eficientes para a deteção de diferenças entre saudáveis idosos e jovens, até mesmo melhores do que com plataformas de força (Rigoberto 2011).

Em 2012, Senden et al estudaram se a escala de *Tinetti*, como uma medição subjetiva do risco de queda, está ou não associada com as medições objetivas das características da marcha. Para tal, participaram 50 idosos com a pontuação do *Tinetti* superior a 24 e 50 idosos com uma pontuação inferior a 24, a marcha destes idosos foi analisada com base dos sinais de aceleração, providenciados por um acelerómetro colocado ao nível do sacro. Os participantes tiveram que caminhar em frente uma distância de 20 m, dar a volta e fazer o percurso outra vez, repetindo este procedimento 3 vezes. Com a realização do teste, determinaram a velocidade da marcha, cadência, comprimento do passo, percentagem de assimetria (diferença entre o movimento da perna esquerda e da perna direita), taxa de harmonia, variabilidade da amplitude da passada e *RMS* considerando a aceleração vertical. Por fim, concluíram que pequenas alterações na marcha, determinadas pela avaliação objetiva, não são percetíveis pela avaliação subjetiva (Senden et al. 2012).

Os autores Toebes et al, avaliaram a associação entre a variabilidade da marcha, a estabilidade dinâmica local (*LDS* - Local Dynamic Stability) e o historial de queda numa grande amostra de idosos, num total de 137 entre os 50 e os 75 anos. O teste consistia em caminhar entre 12 a 17 min a 4 km/h na passadeira com a disposição de um sensor inercial (acelerómetro e giroscópio 3D) no omoplata da pessoa. Como metodologia aplicaram o *time-delayed embedded dimensions*, distância euclidiana para encontrar a vizinhança e a curva de divergência. Em relação aos parâmetros, determinaram a variabilidade do tempo da passada, variabilidade passada a passada e através da norma euclidiana calcularam *LDS* curto, quando considerada o primeiro passo da curva de divergência e *LDS* longo a partir da quarta passada até à décima, na curva de divergência. De uma forma geral, cálculo de 7 variabilidades, 7 *LDS* curtos e 7 *LDS* longos para a aceleração na direção anterior-posterior, medio-lateral e vertical, velocidade angular no plano frontal, sagital e transversal e, por fim, combinações de velocidades angulares. Para concluir, verificaram que o aumento da variabilidade da marcha e *LDS* curto são possíveis fatores de risco de queda para idosos (Toebes et al. 2012).

Doheny et al pretenderam identificar que parâmetros e que teste melhor diferencia os participantes (110 idosos), considerando a sua condição de risco de queda. Mais especificamente, investigar a utilidade da gama de amplitude das acelerações, deslocamento do CM para posterior identificação de idosos com risco de queda. Para tal, utilizaram 1 acelerómetro 3D ao nível da vértebra L4 para a realização de 2 testes. As pessoas tinham que estar com os braços relaxados, olhos abertos a olhar em frente e permanecer durante 35 s com os pés à largura dos ombros, repetindo este teste 6 vezes e o segundo teste segue as mesmas condições, mas com os pés em *semi-tandem* durante 40 s, ou seja, os pés estão próximos, com o dedo dos pés do pé dominante alinhado com o calcanhar do outro pé, repetindo este teste 3 vezes. Os parâmetros calculados foram as gamas da aceleração na direção *AP* e *ML* comprimento de balanço *AP*, *ML* e horizontal, velocidade de balanço para a direção *AP*, *ML* e horizontal, *RMS AP*, *ML* e horizontal e, por fim, deslocamento do CM. Concluindo que os parâmetros calculados conseguem identificar pessoas com maior tendência de queda (Doheny et al. 2012).

Ainda em 2012, os autores Iosa et al, avaliaram quantitativamente a estabilidade e harmonia da marcha em 17 crianças com Paralisia Cerebral e 17 crianças saudáveis. Os participantes caminharam 10 m com um sensor inercial (acelerómetro e giroscópio 3D) colocado no fundo do tronco, entre as vértebras L2 e L3, perto do CM. Em relação à estabilidade da marcha, determinaram o *RMS* do sinal da aceleração, a aceleração mínima e o valor pico a pico da velocidade angular. A harmonia da marcha foi avaliada segundo os seguintes parâmetros: taxa de harmonia, índice de razão da aceleração mínima e o índice de razão do valor pico a pico da velocidade angular. Para além dos parâmetros referidos também determinaram o tempo e velocidade de marcha e o número de passos. Por fim, concluíram que dispositivos portáteis (sensores inerciais) permitem uma avaliação simples e precisa da estabilidade e harmonia da marcha (Iosa et al. 2012).

O último artigo selecionado para este ano corresponde aos autores Greene et al, tendo como objetivo o desenvolvimento de um modelo capaz de classificar com precisão pessoas com maior ou menor tendência de cair utilizando múltiplos sensores e, posteriormente, comparar os seus resultados com a escala de *Berg*. Os sensores têm como finalidade a determinação quantitativa do equilíbrio e apresentam o benefício de facilmente puderem ser aplicados num ambiente tanto familiar como clínico. Para a realização do teste foram selecionados 120 idosos (65 que já caíram e 55 que nunca caíram), com uma idade superior a 60 anos. Os tes-

tes consistiram na realização de tarefas de equilíbrio estático, ou seja, a pessoa deve manter-se durante 40 s de olhos abertos e com os pés e *semi-tandem* e 30 s com os olhos fechados com uma base de suporte mais estreita do que o normal, cada teste foi repetido 3 vezes. Para a execução destes testes, utilizaram uma plataforma com sensores de pressão, um sensor inercial (colocado ao nível da vértebra L3) e uma câmara de vídeo. Através dos sinais obtidos pelo sensor inercial determinaram o *RMS* da amplitude dos sinais de aceleração na direção *A*P e *ML*, de forma a quantificar o balanço postural em cada direção, o domínio das frequências da variabilidade dos sinais para aceleração e velocidade angular utilizando *SEF* (*Spectral Edge Frequency*) definido como as frequências abaixo dos 95 % do espetro de potência dos sinais e, ainda, o cálculo da entropia espetral. Pela plataforma de força, determinaram a excursão do CP, incluindo a distância média, *RMS*, comprimento de balanço, entre outros. Chegando à conclusão que tanto através da utilização da plataforma de força, como do sensor inercial consegue-se distinguir as pessoas com maior e menor tendência de caírem (Greene et al. 2012).

Em 2013, Riva et al pretenderam estudar a relação entre determinados parâmetros e o risco de queda numa grande amostra de pessoas (42 com maior e 89 com menor tendência de queda) com uma idade superior a 50 anos. Os participantes tiveram que caminhar numa passadeira a 4 km/h durante 12 a 17 min, utilizando um sensor inercial localizado por baixo do omoplata. Com este teste, calcularam a taxa de harmonia, índice de harmonicidade, entropia multiescalar (*Multiscale Entropy - MSE*), análise de quantificação recorrência (*Recurrence Quantification Analysis - RQA)* das acelerações do tronco. Para a determinação destes parâmetros os autores aplicaram a transformada discreta de *Fourier*, densidade espetral de potência e séries de tempo *coarse-grained*. Os autores concluíram que os parâmetros *MSE* e *RQA* estão positivamente relacionados com o historial de queda e podem ser ferramentas utilizadas para a prevenção de quedas (Riva et al. 2013).

Para finalizar, de um modo geral todos os autores mencionados referem que o sensor inercial é adequado para o alcance de uma avaliação objetiva e quantitativa. Este sensor possibilita a descriminação de pessoas com maior e menor tendência de queda, determinação de características do movimento pélvico associadas ao controlo postural e, consequentemente, ao risco de queda, equilíbrio estático e dinâmico, relação da variabilidade com o risco de queda, entre outras. Para este trabalho, será realizada uma avaliação da marcha e do controlo

postural, incluindo parâmetros de alguns dos estudos mencionados. Esta implementação será descrita em maior detalhe na secção 3.5.2.

2.2.Marcha Assistida

2.2.1.Dispositivos de assistência convencionais

A mobilidade é a chave para a preservação de uma vida independente, a possibilidade de realização das atividades diárias e a conservação da qualidade de vida. Com o avanço da idade, a pessoa desenvolve uma marcha mais vagarosa, com passos mais curtos, com uma maior base de sustentação e até mesmo com alguma insegurança. Tal é tipicamente observável em idosos, tornando-se este um grupo de risco, uma vez que a mobilidade é afetada. Para além dos idosos, as pessoas que apresentam qualquer tipo de incapacidade motora, também possuem uma aptidão motora mais restrita. Assim, apesar da evolução natural que se observa nos idosos, a mobilidade pode ser afetada de inúmeras causas, como por exemplo através de doenças ou acidentes de viação, podendo apresentar diferentes tipos de consequências na capacidade motora, como também com diferentes graus de severidade. Assim, dependendo do grau de afetação motora, esta poderá requerer um tratamento médico cirúrgico ou de reabilitação, por exemplo. Uma vez que poucos são os casos em que a solução é a recorrência à cirurgia ou à reabilitação, existe como alternativa médica mais imediata, o uso de dispositivos de assistência à mobilidade, evitando a progressão da incapacidade motora, permitindo a melhoria da qualidade de vida dos pacientes (Van Hook et al. 2003), independência funcional, interação social, uma maior autonomia e a redução das lesões das quedas (Martins et al. 2014).

Dependendo do nível de incapacidade motora, os pacientes podem ser classificados segundo dois grupos funcionais: pessoas com perda total da mobilidade e pessoas com perda parcial da capacidade de locomoção (Frizera et al. 2008). Relativamente aos indivíduos do primeiro grupo, uma vez que não têm capacidade para se movimentar, estes necessitam de dispositivos que lhes providencie locomoção. Este tipo de dispositivos denominam-se de Dispositivos Alternativos, como por exemplo, cadeiras de rodas convencionais e robóticas. Quanto ao segundo grupo, apesar de existir uma perda parcial da mobilidade, ainda há alguma capacidade residual, a qual deverá ser potenciada pela utilização de dispositivos de assistência, conhecidos como Dispositivos Aumentativos, como por exemplo próteses, exoesqueletos, ortóteses e dispositivos externos. Estes últimos serão o foco desta revisão. Como já foi referido, a

perda de mobilidade poderá ser de diferentes níveis, exigindo uma correta escolha e adaptação do dispositivo ao paciente.

A recorrência a dispositivos de assistência deve-se ao facto de estes, de um modo geral, providenciarem uma melhoria no equilíbrio, reduzirem a carga aplicada nos membros inferiores, e, consequentemente, aliviarem as dores nas articulações, permitirem uma redução da fatiga e compensação da fraqueza (Cheng et al. 2012), prevenção de contraturas, minimização da osteoporose, melhoria na circulação e na função renal (Martins et al. 2014).

Como já foi referido anteriormente, os dispositivos externos irão ser abordados com um maior pormenor nesta revisão, entre estes dispositivos serão estudados as bengalas (convencional ou *standard* e pirâmide quadripé ou *quad-cane*), as muletas (axilares e canadianas ou *loftstrand*) e os andarilhos (convencional ou de 4 pontas ou *standard*, 2 rodas e 4 rodas ou *Rollator*). Relativamente às bengalas, estas são consideradas o tipo mais simples dos dispositivos externos. Maioritariamente são utilizadas para aumentar a estabilidade ao longo da marcha, mais do que para suportar o peso do corpo do utilizador, podem prevenir ou reduzir o número de quedas em pessoas com falta de equilíbrio (Van Hook et al. 2003). Para além do que já foi referido, a utilização de bengalas aumenta a base de suporte para o utilizador e providencia informação tátil sobre o piso, permitindo melhorar o equilíbrio ao longo da marcha (Bradley & Hernandez 2011). Na

Figura 2.4 a) é apresentada uma bengala convencional e em b) uma bengala de pirâmide quadripé. Este segundo tipo de bengalas apresentada fornecem mais suporte de carga, apresentam a vantagem de se manterem na vertical quando não são utilizadas mas têm o inconveniente de necessitarem de as quatro pernas da bengala estejam simultaneamente em contacto com o solo (Van Hook et al. 2003).



a) b)

Figura 2.4 - Dispositivos externos - Bengalas. a) Bengala convencional. b) Bengala de pirâmide quadripé (Bradley & Hernandez 2011).

As muletas podem ser utilizadas de forma a suportar na totalidade o peso corporal, permitindo suporte direto do corpo e um maior suporte de carga do que as bengalas, facultam uma maior base de suporte ao utilizador ao longo da marcha, proporcionando maior estabilidade e

equilíbrio (Van Hook et al. 2003). Como inconvenientes, estes dispositivos requerem algum gasto de energia, força nos ombros e braços e proporcionam uma marcha não natural (Bradley & Hernandez 2011). Os principais tipos de muletas são as axilares e as canadianas apresentadas na Figura 2.5 a e b, respetivamente. Quanto às axilares estas são mais indicadas para as pessoas que necessitam de suporte total do peso corporal para se conseguirem mover. Este dispositivo é de difícil utilização, tem um peso considerável e se for utilizado a longo termo pode provocar dores crónicas nos ombros. As canadianas possuem apoio dos membros superiores nos antebraços com ocasional suporte de carga, proporciona padrões de marcha mais naturais, são mais leves do que as axilares e mais fáceis de utilizar em escadas (Van Hook et al. 2003).



a) b)

Figura 2.5 - Dispositivos externos - Muletas. a) Muleta axilar. b) Muleta canadiana (Bradley & Hernandez 2011).

O último tipo de dispositivo externo estudado são os andarilhos, estes são os que providenciam mais suporte ao peso corporal de todos os mencionados até então, podendo ser de rodas ou de pontas. Os andarilhos são prescritos com o fim de melhorar a mobilidade do utilizador, ajudar a manter o equilíbrio, aumentar a sua confiança e a sensação de segurança ao caminhar, e, consequentemente, proporcionar uma maior independência do utilizador. Para guiar o andarilho, o utilizador apenas tem que o empurrar pelas mãos ou antebraços (Constantinescu et al. 2007; Bateni & Maki 2005). Considerando que o equilíbrio estático é conseguido quando o CM do corpo está posicionado sobre a base de suporte e, sabendo que, o andarilho aumenta a base de suporte ao utilizador, conclui-se que este dispositivo permite uma maior gama de tolerância ao CM, conferindo, sempre, equilíbrio ao utilizador (Tagawa et al. 2000). Para além disso, este dispositivo pode conceder estabilidade ao utilizador devido às

forças de reação de estabilização, por segurar e empurrar o andarilho contra o chão (Constantinescu et al. 2007). Em contrapartida, os andarilhos podem ser difíceis de manusear, podem desencadear uma postura errada do tronco, reduzir o balanço dos braços, maior exigência de cautela do que, por exemplo as bengalas, são dispositivos de difícil utilização em escadas e, acabando, em alguns casos, por serem abandonados pelos utilizadores num curto espaço de tempo (Bradley & Hernandez 2011). Os andarilhos convencionais são classificados atendendo ao tipo de contacto que têm com o chão, assim estes podem ser de 4 pontas ou *Standard*, 2 rodas frontais ou 4 rodas ou *Rollator* (Lacey & Dawson-howe 1997).

Os andarilhos de 4 pontas possuem 4 pernas com borracha nas extremidades, as quais têm que estar em simultâneo em contacto com o chão. O utilizador primeiramente necessita de elevar o andarilho e colocá-lo à sua frente e de seguida é que avança. Este tipo de deslocamento provoca uma marcha mais lenta e controlada, sendo um pouco anormal e requer uma certa força nos membros superiores, mas menor do que a força exigida para as muletas (Bachschmidt et al. 2001; Haubert et al. 2006). Este modelo é o mais estável entre os mencionados, conferindo uma maior suporte de carga e maior equilíbrio ao utilizador, os quais devem ter competências cognitivas suficientes para usar o dispositivo em segurança (Frizera et al. 2008). A utilização deste dispositivo tem pouca contribuição no momento de retropulsão, podendo provocar a queda para trás das pessoas enquanto estas seguram no andarilho, e no momento de propulsão. Para além disso, o uso deste dispositivo provoca um aumento do gasto energético de 217 %, maior do que para a marcha com os outros andarilhos e em marcha livre (Priebe & Kram 2011).

Os andarilhos de 2 rodas frontais são indicados para as pessoas que exibem maior fraqueza nos membros superiores, que têm dificuldade ao elevar o andarilho de 4 pontas ou ainda, para as pessoas com tendência a cair para trás ao elevar o andarilho (Van Hook et al. 2003). Este andarilho proporciona um deslocamento do centro de gravidade para a frente, reduz o risco de queda do usuário para trás, é menos provável que o usuário adquira velocidade, comparativamente com o andarilho de 4 rodas (Lacey & Dawson-howe 1997). A marcha desenvolvida é mais normal, a pessoa ao movimentar-se não precisa de parar, em contrapartida há uma diminuição da estabilidade dinâmica, um gasto energético de 84 %, comparativamente com a marcha livre (Priebe & Kram 2011). Este andarilho é considerado menos estável do que o anterior (Bradley & Hernandez 2011).

Os andarilhos de 4 rodas são indicados para as pessoas que requerem uma base de suporte larga e que não precisem de um suporte do corpo contínuo, por outro lado não é aconselhado para pessoas com problemas de equilíbrio e com danos cognitivos, porque pode acontecer o andarilho, inesperadamente, deslocar-se para a frente e provocar quedas. A utilização deste dispositivo é mais fácil, uma vez que não precisa de ser elevado para se deslocar, move-se com um sistema de rodas, exigindo pouco esforço ao utilizador, sendo o mais indicado para percorrer longas distâncias e, ainda, produz um padrão de marcha mais natural. Este andarilho pode ser equipado com cestos, bancos (Lacey & Dawson-howe 1997) e travões (Constantinescu et al. 2007). Por outro lado, alguns autores indicam que este dispositivo pode aumentar o risco de quedas (Mann et al. 1995; Bateni & Maki 2005), os utilizadores podem tropeçar porque podem colidir com o próprio pé ou então com objetos do ambiente envolvente, tornando-se difícil manobrá-lo em ambientes com obstáculos, havendo a necessidade de o utilizar em espaços maiores. Por fim, a utilização deste dispositivo corresponde a um gasto energético de 70 %, comparativamente com a marcha livre (Priebe & Kram 2011). Na Figura 2.6 são apresentados os três tipos de andarilhos anteriormente referidos.



a) b) c)

Figura 2.6 - Dispositivos externos - Andarilhos. a) Andarilho de 4 pontas. b) Andarilho de 2 rodas. c) Andarilho de 4 rodas (Bradley & Hernandez 2011).

2.2.1.1Seleção do dispositivo de assistência

A seleção apropriada do dispositivo de assistência à marcha baseia-se numa avaliação de características clínicas. As características que devem ser tidas em consideração são, principalmente, a força muscular do paciente, função vestibular e cognitiva, resistência física, visão,

avaliação estrutural dos articulações dos membros inferiores e o ambiente envolvente (Bradley & Hernandez 2011). Na Figura 2.7 é apresentado um algoritmo para a seleção do dispositivo de assistência, o qual se baseia na necessidade do paciente recorrer a um ou a ambos os membros superiores para manter o equilíbrio ou para suportar o peso corporal. Após a determinação do número de membros superiores precisos, a escolha do dispositivo de assistência depende da frequência com que o paciente precisa de recorrer ao dispositivo para suportar o corpo.

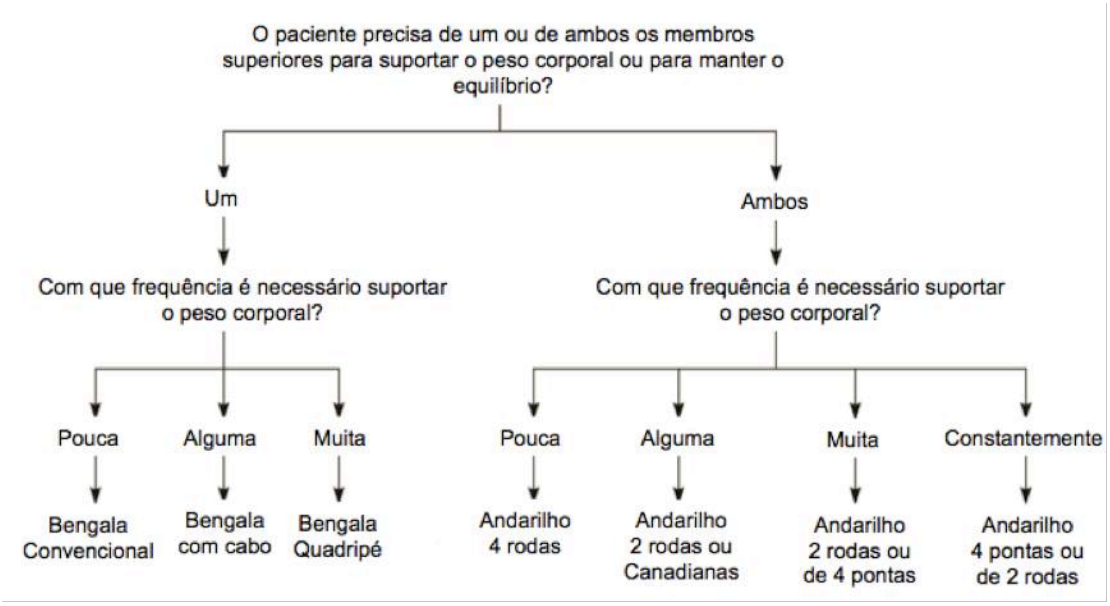


Figura 2.7 - Algoritmo para seleção de dispositivo de assistência. Adaptado de (Bradley & Hernandez 2011).

2.2.2.Classificação da marcha assistida

Para uma correta seleção de um dispositivo de assistência é crucial ir de encontro às necessidades da pessoa. Após a seleção do DA, é fulcral o ensino do padrão de marcha que melhor se adequa às necessidades da pessoa. Por exemplo, pode ser adequado uma maior suporte do peso corporal pelo DA, como também, evitar o suporte do peso corporal numa perna, entre outras hipóteses. Portanto, o padrão de marcha mais apropriado vai depender do equilíbrio, força, coordenação, necessidades funcionais e capacidade de suporte do peso corporal da pessoa. Na literatura surgem várias classificações, aqui serão apresentadas apenas algumas e entre estas, a diferença surge em termos de terminologia. Os autores (Smidt & Mommens 1980) apresentam uma proposta de classificação em que abordam a marcha adquirida quando acompanhada por diferentes dispositivos. De forma a alcançar essa abordagem, apresentam as definições dos termos que utilizam para a classificação, sendo eles - **Ponto** - corresponde ao número de pontos que está em contacto com o chão, durante a fase

de apoio do pé de avanço, considerando a linha perpendicular ao movimento, - **Atrasado** - quando o pé de avanço está atrasado relativamente ao avanço do dispositivo, - **Lateralidade** - descreve a associação entre o lado em que o dispositivo está colocado e o pé de avanço e - ***Swing-to e Swing-through*** - na fase de balanço da marcha, o avanço das pernas está alinhado ou à frente do dispositivo, respetivamente. Tendo isto em linha de conta, é ainda indicado que a melhor forma de classificar o padrão de marcha é através da seguinte sequência: 1) Atrasado, 2) Número de pontos, 3) Lateralidade e 4) Dispositivo de assistência. Na Figura 2.8 são apresentados dois exemplos de classificação com muletas e andarilho de 4 pontas. Na Figura 2.8 a) é apresentado o termo *Contralateral*, o que significa que o movimento do pé de avanço e do dispositivo são de lados opostos (Smidt & Mommens 1980).

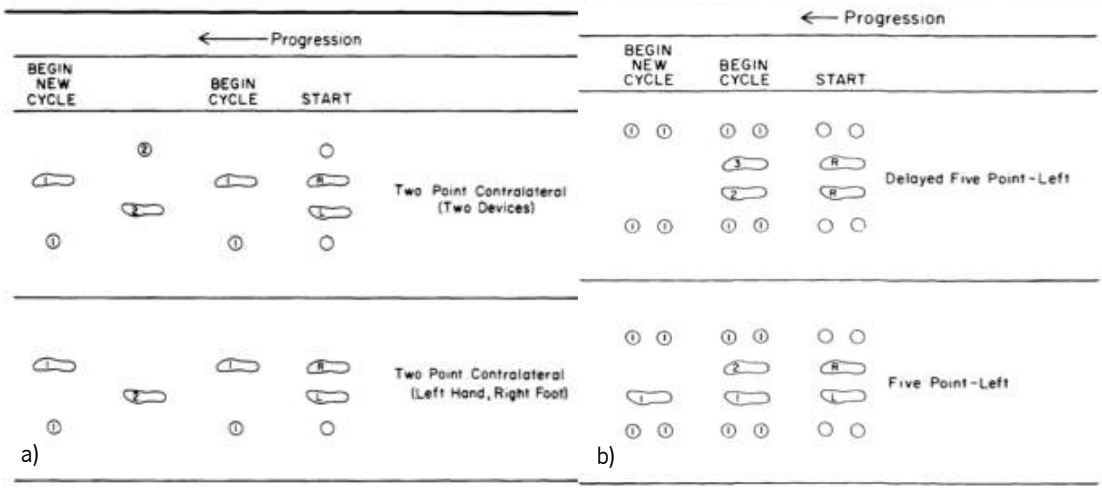


Figura 2.8 - Exemplos de classificação de padrão de marcha com (a) muletas e (b) andarilho de 4 pontas. Figuras adaptadas de (Smidt & Mommens 1980).

Uma outra possibilidade de classificação, mas com diferente terminologia, é apresentada em (Whittle 2007, cap.3; Faruqui & Jeblon 2010). Na Tabela 2.5 é apresentada, de uma forma mais sintetizada, para cada tipo de padrão de marcha, os dispositivos utilizados, a alteração provocada na marcha pela utilização de determinado padrão, a exigência que é requerida ao utilizador para alcançar o padrão pretendido, as pessoas alvo para este tipo de padrão e, por fim, um exemplo da sequência desenvolvida com os membros inferiores e o dispositivo. A informação apresentada na Tabela 2.5 é referente às classificações do padrão de marcha relativas aos autores (Whittle 2007, cap.3; Faruqui & Jeblon 2010).

Tabela 2.5 - Resumo da classificação do padrão de marcha proposta por (Whittle 2007, cap.3; Faruqui & Jeblon 2010).

Padrão da Marcha	Dispositivo	Alteração da marcha	Exigência ao utilizador	Indicações	Exemplo de Sequência
4 pontos	- Bengalas; - Muletas; (Bilateral)	- Mais estável; - Mais lenta; - 3 contactos no mínimo;	- Movimentos alternados e separados de cada uma das pernas e do dispositivo; - Baixo gasto de energia (maior do que o de 3 pontos); - Suporte do peso corporal em ambos os membros inferiores;	- Fraqueza em ambas as pernas; - Pouca coordenação; - Problemas de equilíbrio;	1ª Muleta esquerda; 2º Pé direito; 3º Muleta direita; 4º Pé direito;
4 pontos modificado	- Bengala; - Muleta; (Unilateral)	- Aumento da base de suporte; - Aumento do comprimento de passo, da cadência e da velocidade de marcha;	- Dispositivo é utilizado do lado oposto ao afetado;	- Hemiplegia - paralisia de um braço e perna do mesmo lado;	1º Muleta direita; 2º Pé esquerdo; 3º Pé direito;
3 pontos	- 2 muletas; - Andarilho;	- Mais rápida; - Menos estável;	- Maior equilíbrio; - Maior gasto de energia; - Peso do corpo é suportado no dispositivo e não no membro afetado;	- Uma perna consegue suportar o peso ou ambas as pernas movem-se em simultâneo, como uma só;	1º Avanço das muletas e a perna afetada; 2º Avanço da perna não afetada;
3 pontos modificado	- Andarilho; - 2 muletas; - 2 bengalas;	- Mais estável; - Mais lenta;	- Menos esforço e gasto de energia (comparativamente com a de 3 pontos);	- Uma perna é capaz de suportar todo o peso, mas a outra não;	1º o dispositivo e a perna afetada avançam em conjunto, enquanto o peso é aplicado na perna saudável; 2º a perna saudável avança, enquanto o peso é aplicado na perna afetada e no dispositivo;
2 pontos	- Muletas; - Bengalas; (Bilaterais)	- Mais rápida e menos estável (comparativamente com a de 4 pontos); - Aproxima-se de uma marcha normal;	- Maior equilíbrio (coordenação do movimento simultâneo do dispositivo e da perna do lado oposto); - Requer um pouco de energia; - Difícil de aprender;	- Fraqueza em ambas as pernas; - Fraca condição física;	1º avanço da muleta direita e do pé esquerdo ao mesmo tempo 2º avanço da muleta esquerda e pé direito;

2 pontos modificado	- Muleta; - Bengala; (Unilateral)	- Maior velocidade; - Aumento da base de suporte; - Aumento do comprimento de passo, da cadência e da velocidade de marcha;	- Dispositivo é utilizado do lado oposto ao afetado e desloca-se em simultâneo com a perna afetada; - Mais esforço e coordenação (comparando com padrão modificado de 4 pontos);		1º Muleta direita/perna esquerda; 2º perna direita;
Swing to (o movimento é provocado pelos membros superiores e tronco)	- 2 muletas;		- Movimento das muletas em simultâneo; - Grande esforço dos membros superiores e de equilíbrio; - Fácil de aprender;	- Fraqueza em ambos os membros inferiores;	1º Avanço das duas muletas para a frente; 2º Avanço dos 2 pés, para uma linha imaginária atrás das muletas (pés alinhados com as muletas);
Swing through **(**o movimento é provocado pelos membros superiores e tronco**)**	- 2 muletas;	- Mais rápida do que a normal;	- Movimento das muletas em simultâneo; - Grande esforço dos membros superiores; - Requer mais espaço e habilidade para balançar o corpo; - Grande gasto de energia;	- Incapacidade de suportar a totalidade do peso em ambas as pernas;	1º Avanço das muletas; 2º Balanço dos pés para a frente das muletas (além da linha imaginária);

Em (Whittle 2007, cap.3), para além de apresentarem os termos ***Swing-to*** **e** ***Swing-through***, quando o movimento é provocado pelos membros superiores e o tronco, em situações de paralisia das pernas, também introduzem os termos ***step-to*** **e** ***step-through***, os quais são utilizados quando os músculos dos membros inferiores conseguem providenciar o movimento nas pernas. Quanto às diferenças entre classificações, há uma diferença em termos de terminologia, relativamente ao conceito modificado. Resumidamente, esse termo é utilizado quando há uma alteração no número de dispositivos ou na sequência que deve ser executada com o dispositivo, comparativamente com o padrão de marcha com o mesmo número de pontos. Na Figura 2.9, é apresentado um exemplo de padrão de marcha de 3 pontos com a utilização de um andarilho de 4 pontas. Para este exemplo, o utilizador levanta o anda-

rilho e coloca-o à sua frente, de seguida avança com a perna afetada e, posteriormente, avança com a perna saudável.

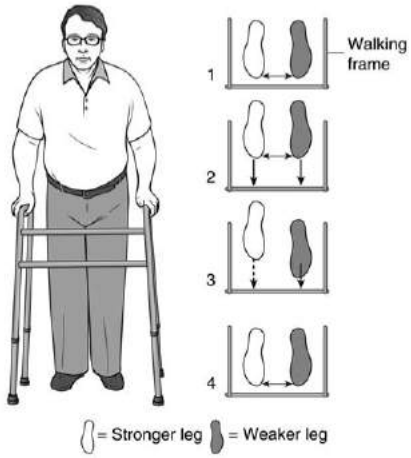


Figura 2.9 - Exemplo de classificação de padrão de marcha de 3 pontos com um andarilho de 4 pontas. Figura retirada de (Faruqui & Jeblon 2010).

Um exemplo das diferenças entre as classificações apresentadas, pode ser observada pelas figuras - Figura 2.8 b) e Figura 2.9. Ambas apresentam a mesma sequência, mas a primeira denomina-se '*Delayed Five Point - Left*' (Atrasada de 5 pontos e o pé de avanço é o esquerdo), sendo a classificação relativa aos autores (Smidt & Mommens 1980), enquanto que para a segunda figura denomina-se apenas marcha de 3 pontos e corresponde aos autores (Faruqui & Jeblon 2010). Para além disso, em (Smidt & Mommens 1980) referem que, um dos objetivos de proporem uma classificação é também para evitar situações de ambiguidade, como por exemplo, uma marcha de 2 pontos, pode ser conseguida por utilização de muletas ou bengalas e ainda, por um ou dois apoios dos dispositivos. Tendo isto em linha de conta, para este trabalho seguiu-se a classificação proposta por (Smidt & Mommens 1980), por providenciar uma classificação mais descritiva e evitar situações de ambiguidade.

2.2.3.Benefícios e Riscos dos andarilhos

São muitas as pessoas que, apesar de apresentarem incapacidades motoras, ainda se movem, mesmo com dificuldade. Quando estas se sentem inseguras com o dispositivo de assistência à marcha que utilizam, preferem começar a usar cadeira de rodas. Assim, as capacidades de mobilidade residuais que ainda lhes restavam, são perdidas com o tempo. Neste contexto, andarilhos convencionais revelam um elevada potencialidade para ajudar tanto na reabilitação como também na compensação funcional dos membros inferiores, para as pessoas com um nível moderado de incapacidade motora. Esta virtude, deve-se ao facto dos an-

darilhos aproveitarem as capacidades residuais dos utilizadores e conseguirem mantê-las, ou até mesmo, melhorá-las.

Nos dias de hoje, os andarilhos têm sido cada vez mais utilizados, revelando um impacto positivo em termos das capacidades funcionais e na saúde do utilizador. É então necessária uma investigação mais dedicada que confirme estes conceitos, que desenvolva e melhore os andarilhos em termos de estrutura e que revele os benefícios que este dispositivo pode trazer aos seus utilizadores. Atualmente, a seleção de um andarilho e de outros dispositivos de assistência, tem por base a experiência clínica do profissional e não critérios objetivos e previamente estabelecidos. Assim, é imperativo direcionar a investigação para a quantificação do impacto que o andarilho poderá ter na marcha no utilizador e estabelecer uma relação com a patologia do paciente. Desta forma, seria possível prescrever um dispositivo tendo por base avaliações objetivas do paciente. Portanto, a seguinte revisão pretende avaliar artigos que estudaram o efeito e a influência do andarilho na marcha, rotina e comportamento do utilizador. Para cada artigo abordado foram retiradas informações sobre o objetivo do estudo, os participantes, o protocolo aplicado, os parâmetros avaliados, processamento dos dados, métodos estatísticos aplicados e as conclusões dos estudos. Todas estas informações encontram-se em maior detalhe nas tabelas A.1, A.2, A.3 e A.4 nos Anexos A.1. A tabela A.1 é referente os estudos que compreendem mais do que um tipo de andarilho, tabela A.2 para os que se focam nos andarilhos de 4 pontas, a tabela A.3 para os andarilhos de 2 rodas e a tabela A.4 para os de 4 rodas. Ao longo desta revisão serão abordados alguns dos artigos apresentados na tabelas, os que foram consideradas de maior relevo para a revisão.

2.2.3.1 Estudos realizados com mais do que um tipo de andarilho

Para esta secção foram encontrados 11 estudos, os quais avaliam o impacto dos diferentes andarilhos, de forma a determinar os seus benefícios e riscos. Verificou-se que estes 11 artigos focam-se em 4 tipos de estudos diferentes, sendo estes, a atenção requerida, o custo metabólico, efeitos adversos da utilização do andarilho e as modificações na marcha, provocadas pelo uso dos andarilhos.

Atendendo ao primeiro foco referido, em 1992, os autores Wright e Kemp, realizaram testes de forma a avaliar a atenção requerida durante a marcha com andarilho de 4 pontas e de 4 rodas, introduzindo a metodologia de 2 tarefas (*Dual-task*). Para este estudo foram selecionadas 5 pessoas familiarizadas e 5 não familiarizadas com o uso dos andarilhos. A idade dos 10 participantes varia entre os 22 e os 49 anos. A metodologia de *dual-task* consiste na reali-

zação de duas tarefas em simultâneo, pretendendo determinar o tempo de reação. Neste estudo, basicamente a pessoa tinha que caminhar com o dispositivo e reproduzir uma resposta sonora o mais rápido possível, aquando o surgimento de um tom a uma frequência de 1500 Hz, sendo esta a prova secundária. As 10 pessoas tiveram que realizar 3 tipos de testes, o primeiro tipo consistia em realizar a prova secundária, ou seja, as pessoas tinham que responder o mais rapidamente possível a um estímulo manual ou vocal, com uma resposta igualmente manual ou vocal. O segundo tipo de teste compreende apenas a realização da primeira prova, ou seja, a pessoa caminhava 6.1 m em marcha livre, com o andarilho de 4 pontas e com o andarilho de 4 rodas. Por fim, o terceiro teste era a execução das duas provas. Para este estudo utilizaram um microfone capaz de captar a resposta sonora da pessoa, um cronómetro e um alarme, o qual produz o tom a 1500 Hz. Para os dados obtidos determinaram a média e o desvio-padrão e em termos estatísticos aplicaram a *ANOVA* e o teste *Tukey post hoc*. Os autores concluíram que o deslocamento com um DA exige uma maior atenção do que em marcha livre, resultando numa redução da cadência. Para o andarilho de 4 pontas, verificou-se um maior tempo de reação para a resposta da segunda prova e uma maior exigência de atenção (Wright & Kemp 1992).

Relativamente ao segundo foco, custos metabólicos, Holder et al. (1993), propuseram um estudo de forma a comparar os custos metabólicos entre a marcha assistida (muletas axilares, andarilho de 4 pontas e de 4 rodas) e não assistida. Para a realização do estudo foram selecionados 9 jovens saudáveis com uma idade média de 29.11 anos e sem história clínica de doenças cardiovasculares ou respiratórias. Os testes foram divididos em 3 fases espaçadas por uma semana. A primeira fase consistiu em avaliar o consumo de oxigénio baseado em técnicas espirométricas, sendo que cada participante teve que correr a uma velocidade constante de 2.33 m/s numa passadeira. Quanto à segunda fase, consistia na ambulação nas 4 condições de teste, ou seja, em marcha livre e em cada DA. Os participantes realizaram sessões de treino e os dispositivos foram devidamente ajustados para cada pessoa. Para cada condição, os participantes caminharam durante 7 min à velocidade pessoal ao longo de um caminho oval de 24.5 m. No final de cada teste, procederam à medição da frequência cardíaca e da pressão sanguínea. As pessoas podiam descansar entre testes e era necessário esperar até que os valores medidos retornassem aos valores normais. Por fim, a terceira fase tinha como objetivo determinar a confiabilidade (teste-reteste), procedendo a uma segunda sessão de testes. Para além do teste-reteste também foi aplicado o Coeficiente de Correlação de *Pearson*, o

teste *Tukey post hoc* e o T-test. Os autores concluíram que caminhar em marcha livre resulta num menor consumo de oxigénio por minuto. Com as muletas axilares é quando se verifica um maior consumo entre os dispositivos estudados. Em contrapartida, as muletas axilares também são o dispositivo que permitem o menor consumo de oxigénio por metro percorrido, isto pode ser devido ao facto de estas muletas permitirem uma maior velocidade de ambulação, o que conduz a um menor consumo de oxigénio por distância. Em relação aos andarilhos estudados, uma vez que estes precisam de ser elevados ou empurrados para se moverem, isso leva a um aumento do consumo de oxigénio e uma redução da velocidade. Contudo, a marcha livre continua a ser a que resulta num menor consumo de oxigénio, comparativamente com os outros dispositivos. Estes dados foram obtidos em jovens saudáveis, não se sabe se em idosos o mesmo se verifica (Holder et al. 1993).

Foley et al. (1996) realizaram testes em idosos saudáveis e demonstraram que a ambulação com o andarilho de 4 pontas corresponde a um maior consumo de oxigénio do que em marcha livre, o que vai de encontro com as conclusões de Holder et al. Por outro lado, demonstraram que não há diferenças no consumo de oxigénio entre a marcha livre e a marcha assistida com um andarilho de rodas. Por outro lado, o andarilho de 4 pontas requer mais oxigénio do que o de rodas (Foley et al. 1996). Priebe e Kram (2011), obtiveram as mesmas conclusões do que Foley et al. e, ainda acrescentaram que o andarilho de 2 rodas requer um maior consumo de oxigénio do que o de 4 rodas (Priebe & Kram 2011). Para maior detalhe dos estudos Foley et al (1996) e Priebe e Kram (2011) ver tabela A.1 nos Anexos A.1.

Quanto ao terceiro foco, o qual consiste na avaliação da existência ou não de efeitos adversos pela utilização do andarilho, ou seja, se de facto a utilização dos andarilhos causa danos ou não e quais são as dificuldades observáveis. Leung e Yeh (2008) estudaram o risco da utilização de andarilhos em idosos, selecionando 19 idosos sem nenhum registo médico nos últimos 3 meses, que utilizassem ou que já tivessem utilizado o andarilho. O estudo baseou-se num questionário de 37 itens, dividido em 4 partes, sendo estas: o histórico do paciente, utilização do andarilho, atividades em que utiliza o andarilho e a opinião do utilizador. Para este estudo, foi utilizada uma câmara digital para gravar o movimento dos participantes com o andarilho. Em termos de processamento dos dados, calcularam a média e o desvio-padrão, já no âmbito estatístico aplicaram a *ANOVA*, T-teste e, se os testes fossem significativos, usavam o *LSD* (*Least Significant Difference*) com o *SPSS*. Após a realização do estudo, concluíram que a maioria dos idosos prefere utilizar o andarilho de 4 pontas e num espaço interior, ou seja, *in-*

door, utilizam os membros superiores para suportar o peso do corpo, originando danos traumáticos, como por exemplo, dores no pulso, ombros, coluna e na cintura (Leung & Yeh 2008).

Liu (2009) seguiu o mesmo protocolo, mas com um questionário diferente e aplicou o Mini Exame do Estado Mental (*Mini-Mental Status Exam - MMSE*). O questionário baseava-se em informação demográfica, histórico da utilização do andarilho, manutenção do andarilho e ocorrência de quedas. Foram selecionadas 158 idosos que utilizem andarilhos há mais de 24 meses, os andarilhos estudados foram os de 2 e 4 rodas. Os autores demonstraram que ambos os andarilhos aumentam a base de suporte, melhoram o equilíbrio e a mobilidade e, reposicionam o corpo para a frente. Por outro lado, os dois tipos de andarilho proporcionam a perda de balanço dos braços, uma postura incorreta e aumentam o risco de queda (Liu 2009).

O último tipo de estudo desta secção consiste na avaliação da alteração da marcha. Kloos et al (2012) debruçaram sobre o efeito que os DAs têm em pacientes com Huntington, para isso incluíram no estudo 21 voluntários com a doença, a qual foi confirmada por um neurologista. Os participantes realizaram o teste *UHDRS - Unified Huntington's Disease Rating Scale* - a componente cognitiva e tinham que ser capazes de caminhar 10 m sem nenhuma ajuda. Para a realização dos testes utilizaram uma plataforma *GaitRite* de 4.88 m com sensores incorporados, aplicaram o teste *UHDRS* mas da componente motora e um teste de manobrabilidade. Na plataforma os participantes deslocavam-se à sua velocidade normal, em marcha livre e com cada um dos dispositivos (bengala normal, bengala mais pesada, andarilho de 4 pontas, 2 e 4 rodas), enquanto que o teste de manobrabilidade consistia em percorrer um circuito com obstáculos. As pessoas realizaram sessões de treino, para se familiarizem com os dispositivos e podiam descansar entre os ensaios. Foi determinado o coeficiente de variação, aplicação do método *ANOVA* e o teste *Tukey post hoc* utilizando o *software SAS* (*Statistical Analysis Software*). Os autores verificaram que os andarilhos de 3 e 4 rodas produzem uma marcha de maior velocidade e com maior comprimento de passada, comparativamente com os outros andarilhos. Os andarilhos de 4 rodas providenciam menos variabilidade na marcha, menos quedas e tropeções, requerem menos esforço para o manobrar, mais estabilidade e é o melhor dispositivo para contornar obstáculos. O andarilho de 4 pontas proporciona um aumento do tempo em suporte duplo e maior variedade da marcha. Este andarilho e do 2 rodas provocam uma redução significativa da velocidade de marcha e do comprimento da passada, comparativamente com a marcha livre. Por fim, os andarilhos de 3 e 4 rodas produzem uma base de suporte mais estreita do que a marcha livre, o de 3 rodas resulta num mai-

or tempo em duplo suporte do que o de 4 rodas e em marcha livre. Por último, com andarilho de 4 rodas as pessoas sentem medo de cair (Kloos et al. 2012).

2.2.3.2 Estudos realizados com andarilhos de 4 pontas

O andarilho de 4 pontas é frequentemente utilizado para pacientes com fratura do quadril ou com problemas neurológicos ou músculo-esqueléticos, providenciando suporte mecânico e estabilidade. Contudo, este andarilho apresenta algumas desvantagens, como uma marcha lenta e não natural. Para além das vantagens e desvantagens que este dispositivo apresenta, o seu *design* não sofreu alterações desde há alguns anos, sendo este um ponto a considerar, uma correta adaptação do andarilho às necessidades do paciente. Nesta revisão, foram considerados 11 artigos, os quais se focam, essencialmente, em 5 temáticas, sendo estas as alterações da marcha, o efeito da altura do andarilho, efeitos e exigências dos membros superiores e inferiores, controlo postural e a atividade muscular. A descrição mais detalhada destes artigos encontra-se no Anexo A.1, na tabela A.2. Globalmente, todos os artigos apresentados focaram-se no estudo da influência do andarilho de 4 pontas no padrão de marcha adquirido e na saúde dos utilizadores.

Smidt et al (1980) procedeu à descrição da marcha através de parâmetros temporais, comparando a marcha livre com a marcha assistida de forma a discutir problemas clínicos e modificações que o andarilho possa introduzir. Para este estudo foram selecionados 25 jovens saudáveis com uma idade média de 22 anos. De modo a detetar os parâmetros pretendidos, foi utilizado um sistema automatizado para a análise da marcha com acelerómetros triaxiais, *switches* sensíveis à pressão colocados no pé, uma unidade de amplificação do sinal, um computador e tiras de fita métrica ao longo do percurso, para determinar as medidas passo-distância. Os participantes tiveram que se deslocar à velocidade normal, moderada, lenta e muita lenta. Para cada uma destas condições utilizaram uma bengala, muletas, andarilho de 4 pontas ou sem nenhum dispositivo, repetindo 2 vezes cada condição. Para os parâmetros calculados determinaram a média e o desvio-padrão. Finalizado o estudo, os autores concluíram que a razão fase de balanço/tempo e fase de apoio/tempo são simétricas e, por outro lado, o comprimento do passo é assimétrico, acelerações verticais são desproporcionalmente elevadas, o tempo de duplo apoio e o tempo de passo são assimétricos e, por fim, há uma redução da velocidade aquando da utilização do andarilho de 4 pontas comparativamente à em marcha livre (Smidt & Mommens 1980).

Já os autores Deathe et al (1996) focaram-se no estudo da relação entre a estabilidade e a altura do andarilho durante a ambulação. Para tal, utilizaram um sistema de Telemetria, *footswitches,* que providenciavam os períodos de fase de balanço e de apoio dos membros inferiores e extensómetros colocados em cada pé do andarilho, para monitorização da força aplicada verticalmente no dispositivo. Os testes consistiam em caminhar durante 30 s com diferentes alturas do andarilho – normal, 3 cm acima e abaixo do normal. Para a realização deste estudo, foram selecionadas 11 pessoas com uma idade média de 64.5 anos, as quais sofreram uma amputação unilateral e, necessariamente, eram dependentes da utilização do andarilho. Neste estudo, os autores revelaram que a altura do andarilho não influencia a duração da passada, a altura mais baixa do dispositivo alivia a carga aplicada sobre a perna protésica, os pacientes com limitações nos membros superiores requerem o andarilho mais alto e a altura mais baixa aumenta a exigência sobre este membros e, por fim, a altura do andarilho e o aumento das forças horizontais aplicadas sobre o andarilho podem gerar alguma instabilidade (Deathe et al. 1996).

Em relação aos artigos que se dedicaram ao estudo da avaliação das forças aplicadas no andarilho, de uma maneira geral, concluíram que o andarilho de 4 pontas é um dispositivo estável e que este consegue suportar forças elevadas, considerando suporte vertical. Desta forma, consegue-se reduzir a carga aplicada sobre os membros inferiores, uma vez que o andarilho suporta grande parte do peso corporal, mas por outro lado, os membros superiores podem ser prejudicados, uma vez que a carga é suportada por estes membros (Melis et al. 1999; Deathe et al. 1996; Ishikura 2001; Bachschmidt et al. 2001; Mcquade et al. 2011). Os autores Mcquade et al (2011) focaram-se na descrição da cinemática das articulações, forças, momentos do pulso, cotovelo e ombro. Para tal utilizaram um sistema de análise da marcha 3D com 3 câmaras infravermelhas e 2 transdutores extensómetros, colocados no suporte de mão do andarilho. Os participantes, 20 pessoas com uma idade média de 67 anos que sofreram uma cirurgia para substituição do joelho ou do quadril, tiveram que caminhar 10 passos a uma velocidade normal com o andarilho e com um padrão de marcha de 3 pontos. A análise estatística foi realizada por aplicação do método *ANOVA* e o teste *Tukey*. A conclusão que obtiveram foi que 20 % do peso do corpo é aplicado em cada articulação dos membros superiores e que o aumento da carga no cotovelo, provoca uma maior exigência ao nível dos músculos extensores do cotovelo e do ombro (Mcquade et al. 2011).

Em relação ao controlo postural do utilizador num andarilho de 4 pontas, Bateni et al (2004) realizaram um estudo de forma a analisar a potencialidade dos andarilhos e das bengalas para interferir ou restringir os movimentos laterais dos pés e, consequentemente, impedir a realização dos passos compensatórios, em resposta a uma perturbação lateral. De forma a atingir o fim pretendido, utilizaram uma plataforma movível controlada por um computador, onde se aplicavam perturbações posturais aos participantes, estes por sua vez, usavam um cinto por questões de segurança, 5 câmaras de vídeo e o andarilho e a bengala dispunham de células de carga, para determinar as forças axiais aplicadas. O teste consistia em estar na plataforma com o dispositivo e as pessoas tinham que pressionar o dispositivo para baixo, com uma força constante. As perturbações eram ativadas quando a carga correspondia a 5 % do peso corporal do valor desejado. Os testes decorreram segundo 5 condições diferentes, com andarilho, parte de cima do andarilho, bengala, parte de cima da bengala e sem dispositivo. Os participantes incluídos neste estudo eram saudáveis e ativos, com idades entre os 22 e os 27 anos, resultando num total de 10 pessoas. Por fim, os autores concluíram que o andarilho de 4 pontas proporciona estabilização biomecânica, através das forças de reação geradas pelas mãos dos utilizadores, estas forças de reação previnem instabilidade e permitem a recuperação do equilíbrio, em situação de perturbação. Para além disso, demonstraram que estas forças eram maiores no andarilho do que na bengala, o que se traduz numa melhor capacidade para a recuperação do equilíbrio do utilizador, sem a necessidade de recorrer a pequenos passos (*stepping*). Concluíram ainda que o andarilho de 4 pontas, em situações de perda de equilíbrio, pode impedir o movimento lateral das pernas e, consequentemente, impossibilitar as reações por passos compensatórios (*stepping compensatory reactions*)(Bateni et al. 2004) .

Os autores Vennila et al (2011) também se debruçaram sobre o controlo postural e sugerem que o andarilho pode ser um instrumento de bastante interesse para melhorar o controlo postural, nos casos em que a informação visual não existe ou está danificada (Vennila & Aruin 2011).

A última temática abordada entre os artigos selecionados, baseia-se na atividade muscular dos utilizadores do andarilho de 4 pontas. Ishikura (2011) estudou a força de suporte do peso e a sua variação ao longo da marcha. Em termos biomecânicos, explorou a possibilidade da aplicação de uma marcha com um suporte parcial do peso do corpo no andarilho e, ainda, a relação entre o ângulo de flexão do quadril e o nível de ativação muscular durante a marcha com o andarilho. Para a realização dos testes foram selecionados 30 jovens saudáveis com

uma idade média de 23 anos. Este estudo divide-se em 2 testes com diferentes focos. O primeiro utilizava uma plataforma de força, os participantes deslocavam-se com e sem andarilho e com diferentes ângulos de flexão do quadril, segundo um determinado padrão de marcha – joelhos estendidos e os membros superiores fletidos a 90º no cotovelo. Os participantes tiveram que percorrer 10 m à sua velocidade normal. Para o segundo teste realizaram EMG – Eletromiografias – novamente para duas condições, com e sem dispositivo e com diferentes ângulos de flexão do quadril, conseguindo medir a força muscular durante 10 s. O autor verificou que o andarilho consegue suportar grande percentagem do peso corporal do utilizador, permite uma redução da carga aplicada aos membros inferiores, provoca um aumento do nível da atividade muscular que mantém ou até mesmo aumenta a força muscular e que o andarilho pode ser utilizado para suportar apenas uma percentagem do peso corporal ao longo da marcha. Quanto aos riscos, demonstrou que há uma flexão exagerada do quadril, provocando uma redução do movimento desta articulação e uma alteração dos tecidos à volta da articulação (Ishikura 2001).

Os autores Andersen et al (2007) também se focaram no estudo do efeito da condição física. Os participantes foram classificados entre pessoas que caem e que pessoas que não caem e, ainda, por utilizadores de andarilhos ou não utilizadores. No total selecionaram 40 pessoas com uma idade média 86.8 anos. Realizaram alguns testes físicos aos participantes, questionários antes e depois de praticarem com o andarilho. Os questionários aplicados foram o *Short Form-36* e um simples inquérito sobre quedas. Para a análise dos dados realizaram uma análise da covariância através do *SPSS*. Com esta abordagem, os autores concluíram que o andarilho afeta positivamente tanto os níveis de mobilidade como de *fitness*, por outro lado, provoca o enfraquecimento físico e da saúde no geral, podendo causar problemas fisiológicos e físicos.

2.2.3.3 Estudos realizados com andarilhos de 2 rodas

Os andarilhos de 2 rodas são recomendados para pessoas que têm pouca força muscular nos membros superiores ou com tendência a cair para trás quando tentam elevar o andarilho de 4 pontas para se deslocarem. Para além disso concebe uma marcha natural sem necessidade de parar para avançar. Para este tipo de andarilho foram encontrados apenas 2 artigos, que exploram este andarilho e comparam-no com muletas, considerando as exigências requeridas aos membros superiores e inferiores. A descrição mais detalhada destes artigos encontra-se no Anexo A.1, na tabela A.3.

Youdas et al (2005) é um dos artigos abordados. Neste, os autores propuseram um estudo para determinar se as pessoas conseguem não aplicar uma determinada percentagem de carga sobre a perna direita, utilizando dispositivos de assistência à marcha (andarilho de 2 rodas, muletas axilares e canadianas). Com isto pretendem determinar se o limite do peso corporal aplicado é essencial para a recuperação, durante um programa de reabilitação. Para a concretização do estudo selecionaram 10 pessoas com uma idade média de 24.3 anos e saudáveis. Em termos de equipamento, recorreram à utilização 10 câmaras de vídeo e 4 plataformas de força. Os participantes realizaram uma sessão de treino para não carregar 50 % do peso corporal sobre a perna direita e aplicar um padrão de marcha de 3 pontos com suporte parcial do peso do corpo. O teste consistia em caminhar 25 m em 4 condições diferentes (sem dispositivo, andarilho de 2 rodas, muletas axilares e canadianas), repetindo 5 vezes cada condição de teste. Relativamente aos dados, procedeu-se ao cálculo da média, em termos estatísticos aplicaram a *ANOVA*, comparações *Newman-Keuls post hoc* e T-teste emparelhado com ajustes *Bonferroni*. Este estudo revelou que o andarilho de 2 rodas apresenta uma maior base de suporte do que as muletas, confere um maior suporte quando se pretende não aplicar carga nos membros inferiores, comparativamente com as muletas e, por outro lado, verifica-se uma redução da velocidade, cadência, largura do passo e comprimento da passada para este andarilho (Youdas et al. 2005).

O outro artigo que se foca no estudo dos riscos e benefícios do andarilho de 2 rodas pertence aos autores Haubert et al (2006). Estes centram-se na análise dos membros superiores, mais especificamente, na comparação das forças de reação do ombro as características da passada durante a ambulação com muletas e com o andarilho de 2 rodas, em pacientes com lesões na Espinal Medula ou *SCI – Spinal Cord Injury.* Estes autores concluíram que a carga exercida no ombro é menor quando é utilizado o andarilho comparativamente às muletas mas, de qualquer forma, é considerada elevada para estes pacientes, verifica-se também um aumento da cadência e redução do comprimento da passada (Haubert et al. 2006).

2.2.3.4 Estudos realizados com andarilhos de 4 rodas

De um modo geral, os andarilhos de 4 rodas são preferencialmente selecionados pelos pacientes, comparativamente ao andarilho de 2 rodas. O seu sistema de rodas faculta uma marcha mais natural e um deslocamento suave, sem nenhum esforço exagerado. Em contrapartida, estes andarilhos apresentam menos estabilidade e requerem um maior esforço cogni-

tivo ao utilizador. Para esta secção foram selecionados 12 artigos, os quais se focam na análise dos efeitos do andarilho nos seus utilizadores. Estes artigos encontram-se divididos entre as seguintes temáticas; o efeito na capacidade de exercício funcional em pacientes com DPOC (Doença Pulmonar Obstrutiva Crónica); efeito no equilíbrio e na exigência nos membros superiores; alterações no controlo dos membros inferiores; e atenção requerida.

De acordo com a primeira temática, os pacientes referidos têm limitações na respiração, as quais precisam de ser reduzidas. Assim, os autores que se debruçaram sobre este tema, estudaram a avaliação do efeito do andarilho de 4 rodas na incapacidade, oxigenação e na capacidade de exercício funcional nestes pacientes, de forma a melhorar a sua qualidade de vida (Honeyman et al. 1996; Solway et al. 2002; Probst et al. 2004; Gupta et al. 2006). Os autores Probst et al (2004) estudaram o efeito da utilização deste andarilho na distância percorrida e nas variáveis fisiológicas em pacientes com DPOC. Em termos de participantes, foram selecionados 15 pacientes diagnosticados com DPOC, sem nenhum problema neurológica ou limitação motora e sem prática na utilização de dispositivos de assistência. Para a realização dos testes utilizaram um sistema de telemetria, oxímetro de pulso e uma máscara de respiração. O estudo consistiu na realização do teste *6MW* (*6-min walk test*), ou seja, caminhar durante 6 min, com e sem o andarilho, com sessões de treino, adaptação da altura do andarilho para cada pessoa e com 30 min de intervalo entre cada teste. Em termos de análise estatística, utilizaram testes não paramétricos, testes *Wilcoxon signed-rank*, análise de regressão múltipla *stepwise* por utilização do *software Metasoft* e *SAS*. Este estudo apenas apresentou benefícios da utilização do andarilho. De uma forma geral, a sua utilização permite uma melhoria na capacidade de exercício funcional dos pacientes, mais especificamente, verifica-se uma redução da dispneia, aumento da ventilação, aumento da distância percorrida no teste *6MW*, redução da hipóxia e da falta de ar, aumento da velocidade de marcha e sensação de segurança e estabilidade, permitindo que as pessoas se desloquem a uma maior velocidade com o mesmo volume de oxigénio (Probst et al. 2004).

Dois artigos (Takanokura, 2010 e Tung et al, 2013) focaram-se para estudar o efeito no equilíbrio e nas exigências requeridas aos membros superiores. Takanokura (2010) desenvolveu um modelo mecânico 2D de forma a otimizar a altura do andarilho e reduzir a carga aplicada nos músculos dos membros superiores e inferiores, para as diferentes condições de piso. A avaliação da exigência imposta aos membros superiores foi desenvolvida em dois modos diferentes. O autor realizou um estudo para calcular os *inputs* necessários para o modelo me-

cânico. Este modelo mecânico foi utilizado para otimizar a altura do andarilho. Assim, foi preciso a utilização de extensómetros para avaliar as forças nos membros superiores. De forma a adquirir os parâmetros para o modelo, os participantes usaram o dispositivo em pisos de asfalto seco e cascalho seco com uma determinada postura, caracterizada pelos membros superiores alongados e os cotovelos não dobrados. Para o teste selecionaram 600 pessoas com uma idade superior de 70 anos. O autor concluiu que o facto de utilizar o andarilho mais alto e empurrá-lo na direção perpendicular, inclinando o tronco sobre o andarilho, permite manter uma postura correta, manter as características padrão da marcha e aliviar a carga muscular aplicada nos membros superiores e inferiores. Para que seja realmente benéfico é necessário um correto ajuste da altura do andarilho e da postura do utilizador (Takanokura 2010).

Quanto ao terceiro foco dos estudos, 4 artigos (Alkjaer et al. 2006; Liu et al. 2009; Vogt et al. 2010; Schwenk et al. 2011) analisaram as alterações no controlo dos membros inferiores. Liu et al (2009) centrou-se no estudo das diferenças dos parâmetros da marcha entre pacientes que utilizam o andarilho de 4 rodas (*TUG – True User Group*) e potenciais utilizadores (*PUG – Potencial User Group*) deste dispositivo. Para este estudo selecionaram 18 *TUG* e 15 *PUG* com mais de 65 anos e residentes num lar, sem nenhuma limitação nos membros inferiores, com a capacidade de caminhar 9.15 m. A escolha dos *PUG* incluía pessoas que tivessem caído uma vez no último ano ou que não tiveram hospitalizadas nos últimos 3 meses. A realização do estudo consistiu na aplicação de um questionário sobre o andarilho de 4 rodas e caminhar sobre a plataforma *GaitRite* com um cinto de segurança. Os participantes efetuaram sessões de treino, os *PUG* realizaram 3 ensaios com o dispositivo, enquanto que os *TUG* efetuaram 3 ensaios com e 3 sem o andarilho, havendo intervalos de 3 min de descanso entre testes. Os ensaios em que foi utilizado o andarilho, os utilizadores tinham que manter uma postura correta e o corpo entre as duas rodas traseiras do andarilho. Quanto ao processamento dos dados aplicaram a média e o desvio-padrão, a parte estatística consistiu na implementação da *ANOVA* e T-teste emparelhado, através do *software GaitRite Gold* e *SPSS*. Este estudo permitiu concluir que com a utilização deste andarilho há uma redução da carga aplicada nos membros inferiores, por outro lado, verificou-se que há uma redução da cadência, velocidade de marcha, tempo da fase de balanço, comprimento do passo, comprimento da passada e aumento do tempo da fase de apoio e de duplo suporte, devido ao medo de queda e, por fim, alterações na postura do utilizador (Liu et al. 2009). Contrariamente, Vogt et al (2010) concluiu que a utilização do andarilho aumenta a confiança e a segurança do utilizador, melhora o

equilíbrio e a mobilidade, não interfere com a reabilitação, mantém ou até mesmo melhora as capacidades motoras do utilizador.

Entre os artigos selecionados, o última tema abordado corresponde à atenção que os idosos e jovens requerem durante a utilização do dispositivo, realizando o teste de duas tarefas. Miyasike-daSilva et al (2013) debruçou-se sobre o estudo do efeito da utilização do andarilho na marcha e na exigência de atenção em condições de possível desequilíbrio. Para tal, utilização um gravador de voz digital, altifalante, microfone e uma câmara digital. Verificou-se a aplicação do teste de duas tarefas, sendo que a primeira tarefa consistia em simplesmente andar e a segunda em repetir sons. Os participantes (12 jovens e 2 idosos saudáveis) tinham que caminhar com e sem o andarilho numa superfície estreita e numa barra de madeira. Para cada uma destas 4 condições realizaram apenas a primeira tarefa e ambas em simultâneo. Os autores verificaram que há uma redução da atenção exigida e um aumento da estabilidade da marcha nas condições em que o equilíbrio é desafiado – superfície estreita – e, por último, a velocidade da marcha mantém-se normal (Miyasike-daSilva et al. 2013). Já Wellmon et al (2006) conclui que há um maior atraso na resposta à segunda tarefa durante a utilização do andarilho do que em marcha livre, ou seja, a marcha assistida com o andarilho de 4 rodas requer um maior nível de atenção (Wellmon et al. 2006).

2.2.3.5 Discussão final

Após a análise detalhada de todos os artigos apresentados no Anexo A.1, verificou-se que estes apresentam certas limitações, que devem ser ultrapassadas em estudos futuros. Estas limitações passam pela inexistência de determinados tópicos, que devem ser estudados, abordados com detalhe e destacados nos estudos. Os tópicos são as seguintes,

1) Padrão de Marcha e Postura: o modo como o utilizador agarra o dispositivo, a inclinação do tronco, a quantidade de carga suportada pelo andarilho e a sequência de movimento dos membros superiores e inferiores deverá ser estudada em maior detalhe para diferentes tipos de desordens na marcha;
2) Força dos utilizadores: avaliação da força necessária para manobrar, elevar e empurrar os diferentes tipos de andarilho, de forma a ajudar a selecionar o andarilho mais adequado ou então concluir que a pessoa deveria utilizar outro dispositivo de assistência, como bengala, muletas ou cadeira de rodas;

3) Discussão dos resultados biomecânicos: estudo, avaliação e discussão com os terapeutas acerca das consequências funcionais, da avaliação clínica das alterações biomecânicas e dos efeitos a longo termo da utilização do andarilho, de modo a conhecer as indicações para a utilização deste dispositivo;
4) Amostra do estudo limitada: a grande maioria dos estudos apresenta um número reduzido de participantes. O número aconselhável deverá estar relacionado com o tipo de problema estudado e da prevalência deste no país do estudo (Naing et al. 2006);
5) Gravação e análise dos vídeos: necessidade do desenvolvimento de algoritmos automatizados que consigam analisar as gravações de vídeo;
6) Falta de técnicas de análise de marcha e de percursos de teste padrão: há uma necessidade de definir e selecionar as técnicas de análise mais apropriadas e os protocolos para medição de parâmetros ambulatórios, de forma atingir uma avaliação padrão;
7) Pequena variedade do tipo de desordens estudadas: jovens e idosos saudáveis, pacientes com Parkinson e DPOC, são as desordens mais estudadas. Há necessidade abordar pacientes com outro tipo de limitações, como por exemplo, de baixo nível cognitivo e com outros tipos de marcha – marcha atáxica, após cirurgia do quadril e miopatia severa. É necessário selecionar as desordens para as quais se recomenda a utilização do andarilho e as respetivas modificações que se espera observar;
8) Falta de estudos sobre a atenção requerida, relativamente ao tempo de prática com o andarilho: realização de exames longitudinais para o avaliação das alterações da exigência de atenção, à medida que os utilizadores vão adquirindo habilidade para a utilização do andarilho. Desta forma, tornava-se possível a determinação do tempo necessário de prática, para que se conseguisse garantir segurança ao utilizador;
9) Poucos estudos que aplicam perturbações ao longo da marcha;
10) Realização de estudos em ambientes exteriores;
11) Pouco detalhe na informação dos participantes: dados demográficos, critérios de inclusão e exclusão no estudo, incluindo a toma ou não de medicação e de que tipo e o consentimento por parte dos participantes;

12) Falta de especificação dos géneros dos participantes nos estudos, em alguns casos estudam apenas um género;
13) Poucos estudos se focam sobre os andarilhos de 2 e 3 rodas;

Os resultados desta pesquisa sugerem que é necessária mais investigação para melhorar o *design* dos dispositivos de assistência à marcha. Além disso, é essencial a recolha de mais informação sobre os fatores que contribuem para o risco de queda, para que se consiga definir estratégias de prevenção de quedas.

Com base no estudo efetuado, pode-se concluir que para uma correta prescrição de um andarilho é necessário ter em consideração os seguintes 3 passos:

1. Seleção do dispositivo apropriado, a qual depende da força, resistência, função cognitiva, visão, equilíbrio do paciente e exigências do ambiente em redor;
2. Instruir devidamente o paciente:
    a. Ambos os pés devem estar entre as pernas ou rodas traseiras do andarilho;
    b. Postura correta sem inclinação do tronco para a frente ou para o lado;
    c. Ter o tempo necessário para contornar uma curva;
    d. Definir um determinado padrão de marcha para o utilizador aprender;
3. Monitorização
    a. Terapeutas devem frequentemente avaliar se o dispositivo está ou é apropriado;
    b. Manutenção do andarilho (altura apropriada, verificação das pontas do andarilho, rodas, travões, entre outros);

Através desta análise e revisão dos artigos baseados no estudo de andarilhos, foi possível estabelecer os diversos objetivos desta dissertação por forma a colmatar algumas das limitações mencionadas anteriormente. Sendo assim, foi escolhido como foco deste trabalho o andarilho de 4 rodas, ao qual foi adicionado dois suportes de antebraço, com fim no estudo e confirmação da sua utilidade como uma ferramenta de compensação à marcha tanto em modo contínuo como durante a fase de reabilitação. Além disso, pretende-se confirmar se os suportes de antebraços tornam o dispositivo mais seguro e confortável. Para tal, foram selecionados pacientes diagnosticados com Osteoartrose no joelho e sujeitos a uma Artroplastia total

no joelho para analisar o efeito que este dispositivo pode ter neste tipo de pacientes numa fase pós operatória, durante a fase de recuperação. A título de comparação e com o objetivo de avaliar se o andarilho aqui proposto produz ou não melhores efeitos na marcha, este estudo será realizado com diferentes dispositivos de assistência à marcha (muletas e andarilho de 4 pontas), adicionalmente ao de 4 rodas com suporte de antebraços. Como protocolo, foi definido que o teste consistirá em percorrer 9 m com os diferentes dispositivos de marcha em duas diferentes fases de tempo após a cirurgia. Para o estudo do efeito dos dispositivos no paciente será avaliado o ciclo de marcha, a deteção de eventos da marcha e alguns parâmetros espácio-temporais pela colocação de um sensor inercial no tornozelo do lado onde ocorreu a cirurgia e, ainda, a avaliação da postura e do risco de queda do paciente através de um sensor inercial localizado ao nível do quadril. Desta forma, consegue-se obter uma avaliação detalhada e objetiva do comportamento do paciente com os diferentes dispositivos. Para além dos dados sensoriais, é utilizada uma câmara de vídeo e uma avaliação observacional da marcha para cada teste. Como foi exposto anteriormente, todos os estudos que se debruçam sobre estas problemáticas, nenhum estudou a deteção de parâmetros da marcha com a utilização de um dispositivo de assistência, atendendo ao conhecimento do autor. Assim, este torna-se um dos pontos fulcrais do trabalho, a deteção desses parâmetros em marcha assistida.

Adicionalmente, pretende-se elaborar um sistema sensorial de avaliação da segurança do utilizador aquando o uso do andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços, integrado no próprio andarilho, com intuito de deteção de quedas, instabilidade postural, entre outras condições. Este sistema será constituído por dois sensores de força, dispostos no suporte de antebraços, um sensor infravermelho, colocado no andarilho nivelado com o peito do utilizador e dois sensores inerciais, no tornozelo e no quadril.

Relativamente aos pontos mencionados anteriormente, com este trabalho será abordada a força que a pessoa aplica no dispositivo e algumas considerações para a utilização do andarilho, o que vai ligeiramente de encontro ao ponto 2 e 3, respetivamente. Em termos dos participantes pós-operatórios, será conseguida uma amostra considerada de pacientes, dadas as condições facultadas (ponto 4) e será tido em consideração os seus dados demográficos e géneros (pontos 11 e 12). Considera-se que o teste realizado com os pacientes seja o melhor para os objetivos que se pretendem, o que vai de encontro ao ponto 6 e, para além disso, todos os testes são gravados por uma câmara de vídeo, excetuando a parte da implementação de algoritmos automatizados (ponto 5).

Capítulo 3 – Projeto ABSG: Andarilho

(Os algoritmos apresentados na secção 3.5 foram publicados na conferência *ICINCO* 2014: *Detection of Gait Events and Assessment of Fall Risk using Accelerometers in Assisted Gait*.)

3.1.Apresentação do projeto ASBG

Esta dissertação insere-se no projeto de desenvolvimento de um andarilho de 4 rodas motorizado e com suporte de antebraços. Este projeto, inserido no grupo de trabalho – ASBG (*Adaptive System Behaviour Group*) – culmina com o desenvolvimento de um andarilho inteligente com a capacidade de garantir a segurança e manuseamento natural do dispositivo ao utilizador e, ainda, providenciar um certo grau de autonomia ao dispositivo durante a marcha e na tomada de decisões. Este dispositivo é equipado com diversos sensores, como por exemplo, infravermelhos e sensores de força, sendo que a seleção teve por base a simplicidade de implementação e o baixo custo dos mesmos. A utilização de vários sensores permite providenciar informação ao andarilho sobre o estado do utilizador, como por exemplo, na identificação das intenções de movimento por avaliação da direção e da velocidade, como também de condições de segurança, por exemplo pela deteção de possíveis quedas. Assim, a etapa final do projeto consiste no desenvolvimento de um sistema autónomo capaz de controlar o movimento do andarilho através da extração das intenções do utilizador pelo sistema sensori-

al. Posto isto, pretende-se futuramente comercializar este produto a um preço suportável e com a devida segurança, podendo contribuir para uma melhoria às pessoas durante o período de reabilitação, providenciando exercícios diários ambulatórios e melhorar a sua qualidade de vida (Martins 2011). Em termos práticos, a contribuição desta dissertação para este projeto passa pelo estudo da segurança do utilizador através da implementação de um sistema sensorial, facultando a deteção de estados que conferem menos estabilidade e confiança ao utilizador, como por exemplo, a deteção de quedas, a aplicação de peso excessivo ou não sobre o andarilho, entre outros. Adicionalmente, realiza-se o estudo do efeito que este dispositivo, comparativamente com outros, pode provocar na marcha e na postura do utilizador.

3.2.Descrição do andarilho

O andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços utilizado para investigação do grupo foi produzido pela empresa *Orthos* XXI – Figura 3.1. Como se pode observar na figura, este dispositivo possui 2 plataformas de suporte para as mãos e os antebraços, permitindo reduzir a aplicação do peso parcial do utilizador sobre o andarilho. Esta configuração permite reduzir a carga sobre os membros inferiores, alargando a utilização deste dispositivo a pessoas com fraqueza muscular e lesões nas articulações das pernas, por exemplo. Para além disso, confere uma maior estabilidade ao pulso, uma vez que esta articulação é frágil e difícil de controlar. Ainda na figura referida é de realçar o sistema de ajuste de altura do andarilho sendo bastante simples e prático. O dispositivo inclui um sensor infravermelho disposto no andarilho ao nível do peito do utilizador, de modo a detetar possíveis quedas e ainda 2 sensores de força, um em cada suporte de antebraço, para verificar se o utilizador está a ser devidamente suportado, sendo estes os sensores de maior interesse para este trabalho (Martins 2011).



Figura 3.1 - Andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços do grupo de investigação ASBG. Na figura os números indicam: 1 – Sensores de força, 2 – Sensor Infravermelho, 3 – Sensor *Laser Range Finder,* 4 – Computador, 5 – Circuito Eletrónico e 6 – Câmara com sensor de profundidade.

3.3. Arquitetura de aquisição e processamento dos sinais

Os sistemas sensoriais, como por exemplo, sensores de força e infravermelhos, entre outros, devem estar todos devidamente integrados numa arquitetura eletrónica que possibilite a comunicação, aquisição e processamento dos dados e, ainda, controlo em tempo real. Neste projeto a arquitetura selecionada baseia-se na utilização de um microcontrolador e de um computador, permitindo assim adquirir e processar os dados e comunicar entre os sensores. Em termos de microcontrolador foi selecionado a placa *Arduino Mega* 2560 (Arduino) devido ao seu baixo custo, baixo consumo de bateria e por oferecer um *software* gratuito e de fácil utilização. Para além disso, este *software* possui uma simples *interface* para o computador - *Processing*, baseado em C/C++, a qual também é gratuita. Assim, este microcontrolador permite o desenvolvimento de *software* de uma forma fácil e rápida. Concluindo, este *software* pode ser autónomo, a qual recebe sinais dos sistemas sensoriais e envia-os para os componentes de saída, como por exemplo o computador, permitindo a comunicação em ambos os sentidos. Assim, os componentes chave para esta arquitetura, foi o microcontrolador para a aquisição dos dados e o computador para o processamento dos mesmos (Martins 2011).

Numa primeira fase do trabalho, para análise de sinais, é utilizado o *software* do *Arduino* referido, como também, a *interface Processing* para a aquisição dos dados sensoriais e posterior processamento em *Matlab* (versão 2013) em modo *offline*, sendo esta análise realizada através de uma *interface* desenvolvida para esta finalidade. Na Figura 3.2 é apresentada a *interface* desenvolvida para observação dos diversos dados sensoriais. Tal foi concebida pela aplicação da ferramenta *GUIDE* (*Graphical User Interface Development Environment*) do *Matlab*. Posteriormente, na fase final do trabalho, foi desenvolvida uma abordagem com aquisição *online*, onde se utilizou o *software* do *Arduino* para adquirir os dados, sendo processados em tempo real em *Matlab*. Após o processamento e consoante os dados obtidos, são devidamente enviados sinais para um circuito composto por *LEDs* de forma a produzir um resultado visual. Esta implementação será devidamente descriminada no Capítulo 5.

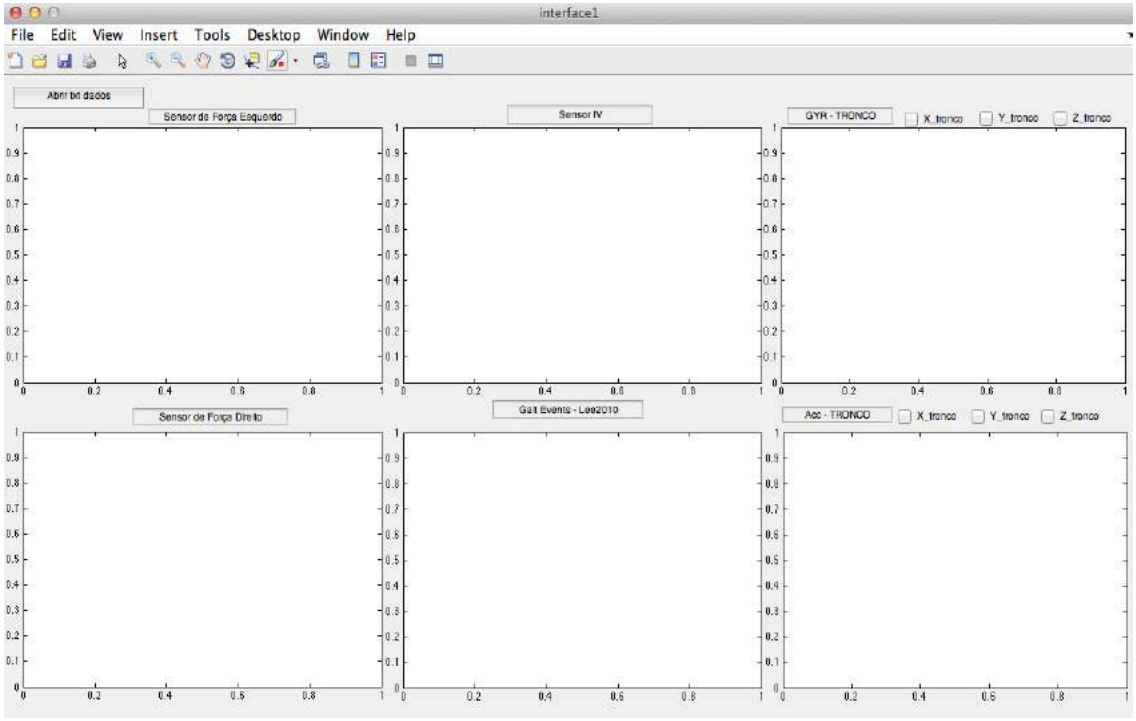


Figura 3.2 - Apresentação da *interface* desenvolvida para facilitar a análise dos diversos dados sensoriais. Aqui são representados os sinais provenientes dos sensores de força esquerdo e direito, infravermelho, o sinal resultante da aplicação do algoritmo proposto em 3.5.1 a velocidade angular do tronco para os 3 eixos (*GYR* - Tronco) e, por fim, a aceleração ao nível do tronco para os 3 eixos. Estes sinais são visíveis em cada gráfico por seleção do ficheiro, acionando o botão 'Abrir txt dados'.

Na Figura 3.3 é apresentado o circuito eletrónico utilizado neste projeto, o qual foi desenvolvido para conceber a ligação de diversos componentes como, os sensores inerciais e de força, o sensor infravermelho e potenciómetros (os quais não serão abordados neste trabalho). No Anexo A.2 é apresentado o circuito e o desenho *PCB* (*Printed Circuit Board*) da placa.

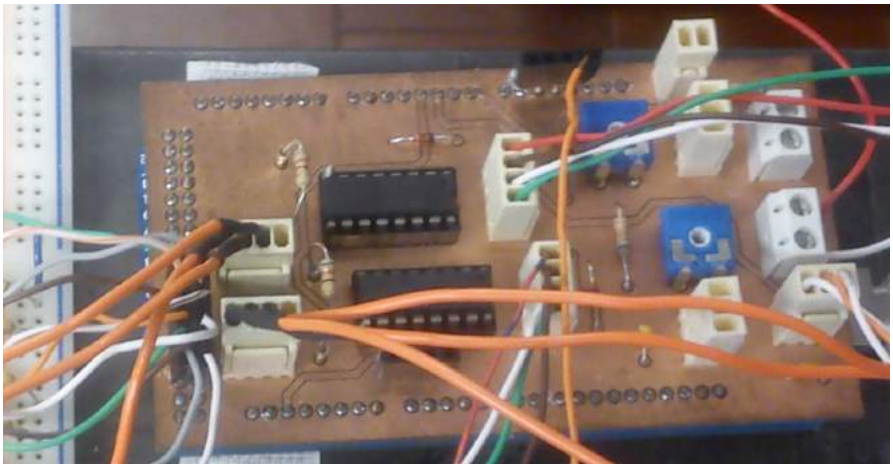


Figura 3.3 - Placa desenvolvida com todo o circuito eletrónico necessário para a aquisição dos sinais. Nesta figura estão conectados à placa 2 sensores inerciais, 2 sensores de força, 1 sensor infravermelho, alimentação e as saídas digitais para a *breadboard*.

3.4.Avaliação da segurança do utilizador

Como já foi mencionado na secção 3.1, o projeto do andarilho do grupo ASBG possui como um dos seus principais objetivos garantir a segurança do utilizador. O uso de diversos sensores finda com a avaliação do estado do utilizador e das condições de segurança, como por exemplo, a deteção de quedas, entre outros. Para este trabalho são diversos os estados considerados, os quais são: deteção de quedas, aplicação de peso sobre o andarilho, distância do utilizador ao andarilho, avaliação da postura e das oscilações do quadril e, ainda, a determinação da realização de curvas.

A deteção de quedas foi conseguida através da distância da pessoa ao sensor infravermelho, disposto no andarilho ao nível do peito e, juntamente com os sensores de força e o sensor inercial ao nível do tornozelo, é possível determinar se ocorreu alguma queda. Através do infravermelho sabe-se se há uma elevada aproximação ou afastamento ao andarilho e com os sensores de força determina-se se os antebraços estão colocados sobre o andarilho ou não. A aplicação de peso sobre o andarilho é conseguida pela análise dos sensores de força, os quais monitorizam constantemente os padrões de força associados com os membros superiores. O sensor infravermelho, para além de permitir a deteção de quedas, pode ser simplesmente utilizado para verificar se a pessoa está a caminhar com o corpo muito próximo ou afastado do dispositivo de marcha. Adicionalmente são utilizados 2 sensores inerciais, sendo um colocado ao nível do quadril para avaliação de oscilações do tronco, por exemplo, inclinações exageradas em situações de queda ou oscilações anormais do quadril. O outro sensor inercial encontra-se ao nível do tornozelo para avaliação da marcha, permitindo verificar se a pessoa está

em movimento ou parada. Estes dois sensores inerciais, permitem também determinar a realização de curvas para a esquerda ou direita. A implementação de todas estas condições de segurança e conforto são consideradas e descriminadas no Capítulo 5.

3.5.Implementação de algoritmos para a caracterização da marcha

Após a análise efetuada sobre todos os estudos apresentados na secção 2.1.6, tanto ao nível da deteção dos eventos da marcha, avaliação da postura e do risco de queda, como também da estabilidade e harmonia da marcha procedeu-se à seleção do estudo mais adequado para este projeto. Ao longo da descrição dos estudos, na secção 2.1.6, foram mencionadas algumas desvantagens e inconvenientes da sua implementação, do ponto de vista deste projeto, sendo o principal entrave o custo dos equipamentos. Como já foi referido, neste projeto pretende-se analisar a marcha e o equilíbrio durante a assistência com um dispositivo. O levantamento do estado da arte, permitiu verificar que, atendendo ao conhecimento do autor, não existem até então estudos que realizassem esta análise da pessoa em movimento com o auxílio de DAs, sendo este um dos grandes desafios deste projeto. Apenas os autores Bonnet et al, em 2004, mencionaram que os participantes podiam recorrer à utilização do dispositivo de assistência de forma a conseguirem realizar os testes de equilíbrio pretendidos, não sendo o efeito da utilização do dispositivo o objetivo da avaliação (Bonnet et al. 2004). Adicionalmente, os testes apresentados foram realizados em marcha livre, não existindo até então estudos que se debruçassem sobre esta temática para marcha assistida usando acelerómetros.

Relativamente à deteção dos eventos da marcha, as causas de exclusão dos estudos apresentados na secção 2.1.6.1 anterior foi devida ao elevado número de sensores utilizados, em alguns casos mais do que um sensor para o mesmo fim; processamento dos dados com alguma complexidade; recorrência a sistemas e equipamento de elevado custo, como por exemplo, o sistema VICON e as plataformas de força - *GaitRite*. Adicionalmente, para este fim não foram considerados os estudos em que o sensor inercial se encontrava ao nível do quadril, como por exemplo no estudo de (Zijlstra & Hof 2003). Os autores do estudo consideraram que a distinção entre o lado esquerdo e o direito na marcha era conseguido por avaliação do sinal Medio-Lateral, o qual, após a sua implementação durante a marcha assistida com o andarilho, o sinal é atenuado e não é possível essa distinção. Uma vez que a deteção dos eventos da marcha, para este projeto, será apenas realizada em circunstâncias de marcha assisti-

da, não faz sentido a sua implementação. Considerando todos os estudos mencionados na secção 2.1.6.1 e as contrapartidas de cada um, conclui-se que o estudo que melhor se adequa às exigências para este trabalho é o de (Lee et al. 2010). Esta escolha deve-se ao facto de ser utilizado um reduzido número de sensores, não apresentar equipamento de elevado custo, pela localização do sensor no tornozelo, correspondendo ao ponto de maior magnitude do sinal (a magnitude do sinal de aceleração aumenta desde a cabeça até ao pé (Mathie et al. 2004)), o sinal utilizado para a deteção dos eventos de marcha corresponde à soma dos 3 eixos, ou seja, inclui informação das acelerações nas 3 direções e, ainda, o sinal obtido não é atenuado pelo facto da deslocação ser em marcha assistida por um andarilho. A implementação efetuada será explicada em detalhe de seguida – secção 3.5.1.

Quanto à avaliação do equilíbrio, estabilidade e a harmonia da marcha, os entraves encontrados na literatura, para além do custo elevado do equipamento e complexidade da implementação, foram a aplicação de testes que podem exigir um maior tempo de realização e a utilização de *thresholds* específicos para os participantes do estudo. Como referido na secção 2.1.6.2, (Greene et al. 2010) indicam que para um adequado e completo estudo, o protocolo deve conter testes realizados tanto com os olhos fechados como com os olhos abertos. Para este projeto, esta consideração não é levada a cabo, uma vez que as avaliações efetuadas são realizadas em movimento e com a assistência de um dispositivo de marcha. Também foi referido nessa secção que o movimento pélvico durante a marcha em idosos instáveis é o principal fator de risco de quedas (Ishigaki et al. 2011), daí a relevância da avaliação deste movimento. Uma vez que nenhum dos estudos encontrados na literatura vai de encontro ao que se pretende, no seu todo, a avaliação do controlo postural (risco de queda), estabilidade e harmonia da marcha baseou-se no estudo de (Doheny et al. 2012) e de (Iosa et al. 2012), descritos na secção 3.5.2. Em ambos os estudos o sensor inercial encontra-se nas costas, localizado ao nível do quadril. Assim, com base no processamento dos dados e parâmetros calculados nestes artigos, pretende-se extrapolar as conclusões obtidas para as condições de testes deste projeto.

Os três estudos selecionados, para diferentes finalidades, serão utilizados como referência, para posterior comparação com os resultados obtidos neste projeto. Como tal, de modo a reduzir as diferenças entre este projeto e os estudos selecionados, procedeu-se à implementação do mesmo processamento e parâmetros sobre os sinais de aceleração, exceto a frequência de amostragem. A implementação destes algoritmos é apresentada em secções seguintes.

A seleção do sensor inercial estava dependente dos recursos disponíveis para este projeto. Como tal, utilizaram-se 2 de sensores inerciais (SMI, MP6000 da *InvenSense)* que incluem 1 giroscópio e 1 acelerómetro, ambos triaxiais. Estes sensores requerem um computador e uma estação de base (CC2530 da *Texas Instrument*) para a aquisição dos sinais. Cada sensor inercial inclui um cartão de memória *SD* (*Secure Digital*) que após a sua utilização é efetuada a leitura dos dados no computador. Na Figura 3.4 é apresentado o sensor inercial utilizado para a caracterização da marcha do utilizador. Para mais informação sobre as especificações e método de calibração dos sensores consultar (Fernandes 2013).

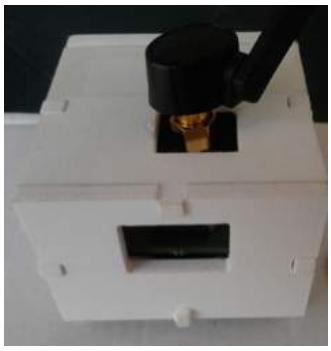


Figura 3.4 - Sensor inercial utilizado neste projeto para a caracterização da marcha. Retirado de (Fernandes 2013).

A utilização destes sensores restringiu-se apenas aos sinais provenientes do acelerómetro, uma vez que apresenta os dados necessários, para este trabalho e para as seguintes finalidades: deteção de eventos da marcha, conseguindo identificar e descrever as diferentes fases do ciclo da marcha; avaliação do controlo postural (risco de queda), como também da estabilidade e harmonia da marcha, em circunstâncias de marcha assistida.

Tanto para a deteção dos eventos de marcha como avaliação da postura e do equilíbrio foi utilizada uma *script* responsável pela calibração e algum processamento dos dados dos sensores inerciais, maior detalhe em (Fernandes 2013). Resumidamente, este *script* dispõe, separadamente, os dados da aceleração e da velocidade angular por eixo e, ainda, os ângulos de *Euler*. Para este estudo, o único interesse incide-se sobre a aceleração. Apenas se procedeu à conversão dos dados de aceleração para a unidade do sistema internacional, ou seja, de unidade de aceleração devido à gravidade (g) para m/s^2, assim, cada valor de aceleração foi multiplicado pela constante gravitacional, aproximadamente de 9.8 m/s^2. Relativamente aos sinais do sensor, não foram considerados os pontos iniciais e finais associados aos períodos de aceleração e desaceleração do ciclo de marcha, respetivamente, devido às irregularidades do sinal nestes períodos.

3.5.1.Deteção de eventos de marcha

Como referido anteriormente, a implementação para a deteção dos eventos de marcha teve por base o estudo realizado por (Lee et al. 2010), pela disposição do sensor no tornozelo da pessoa. Assim, foi desenvolvido um algoritmo considerando o processamento e os parâmetros utilizados no estudo selecionado, para posterior comparação com os resultados deste projeto. Inicialmente, para cada instante de tempo, os sinais de aceleração de cada eixo (*x, y e z*) foram somados e transformados para produzir um sinal representado por *s* (Equação 3.1).

$$s = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2}$$

Equação 3.1

Este passo é aplicado uma vez que a aceleração é fortemente influenciada pela posição do sensor e os 3 eixos possuem informação significativa, desta forma são de igual modo considerados para esta análise. Seguidamente o sinal *s* é sujeito a uma filtragem por um filtro passa-baixo ($f_{passagem}$=6Hz e $f_{paragem}$=10Hz), para eliminar ruído e possibilitar a extração de características do ciclo de marcha para as baixas frequências. Sabe-se que a maioria dos movimentos relacionados com a marcha são dominados pelas baixas frequências, como tal, compreende-se a escolha das frequências de passagem e paragem para o filtro (Kavanagh & Menz 2008). A Equação 3.2 representa a implementação do filtro no sinal.

$$y[n] = \sum_{i=0}^{10} b_i s[n]$$

Equação 3.2

onde b_i corresponde aos coeficientes do filtro pretendido. Estes coeficientes foram obtidos por aplicação do *fdatools* do *Matlab*. O próximo passo consiste na aplicação do método de aproximação dos mínimos quadrados polinomial (*least square polynomial derivative aproximations*), de forma a encontrar uma função que melhor se ajuste aos pontos obtidos. Com isto, pretende-se eliminar falsos candidatos, ou seja, pontos que poderiam ser considerados erradamente como picos (eventos de marcha). A equação implementada é a seguinte,

$$y[n] = \frac{1}{10}(2x[n] + x[n-1] - x[n-3] - 2x[n-4])$$

Equação 3.3

sendo que o *x[n]* corresponde ao *y[n]* resultante da Equação 3.2. Após este processamento, o último passo consiste na deteção dos picos do sinal. Sabe-se que, por cada ciclo de marcha há 2 picos, cada um associado a um evento de marcha, mais especificamente ao momento em que o calcanhar 'ataca' o solo (*heel strike - HS*) e remoção dos dedos dos pés do solo (*toe-off - TO*). Assim, o algoritmo desenvolvido tem que detetar estes 2 picos com a adição de algumas restrições, como por exemplo, a amplitude e espaçamento mínimo a considerar entre picos, estes parâmetros são variáveis entre pessoas e dispositivos utilizados. O facto de se utilizarem *thresholds*, apresenta a desvantagem de não existir uniformidade nos valores, mas por outro lado exige uma menor complexidade e carga computacional na execução do programa ao sistema (Kotiadis et al. 2010).

Através da deteção dos 2 eventos de marcha torna-se possível o cálculo de outros parâmetros de marcha. A fase de balanço, do ciclo de marcha, inicia no *TO* e termina no *HS*, uma vez que o tempo da fase balanço (T_{apoio}) e o da passada ($T_{passada}$) são calculados, logo o de apoio também conseguido. As equações - Equação 3.4, Equação 3.5 e Equação 3.6 - são as aplicadas no algoritmo. Para cada ciclo de marcha *i* (Sabatini et al. 2005),

Tempo da Passada ($T_{passada}$) [s]:

$$T_{passada}(i) = T_{HS}(i+1) - T_{HS}(i)$$

Equação 3.4

Tempo da fase de balanço ($T_{balanço}$) [s]:

$$T_{balanço}(i) = T_{HS}(i+1) - T_{TO}(i)$$

Equação 3.5

Tempo da fase de apoio (T_{apoio}) [s]

$$T_{apoio}(i) = TP(i) - T_{balanço}(i)$$

Equação 3.6

Na Figura 3.5 é apresentado um exemplo de deteção dos eventos de marcha pelo acelerómetro dos autores (Lee et al. 2010). Já na Figura 3.6 é apresentado um exemplo da deteção dos eventos de marcha conseguido pelo algoritmo desenvolvido neste projeto. Como se pode observar em ambas as figuras é visível os dois picos por ciclo de marcha, como suposto.

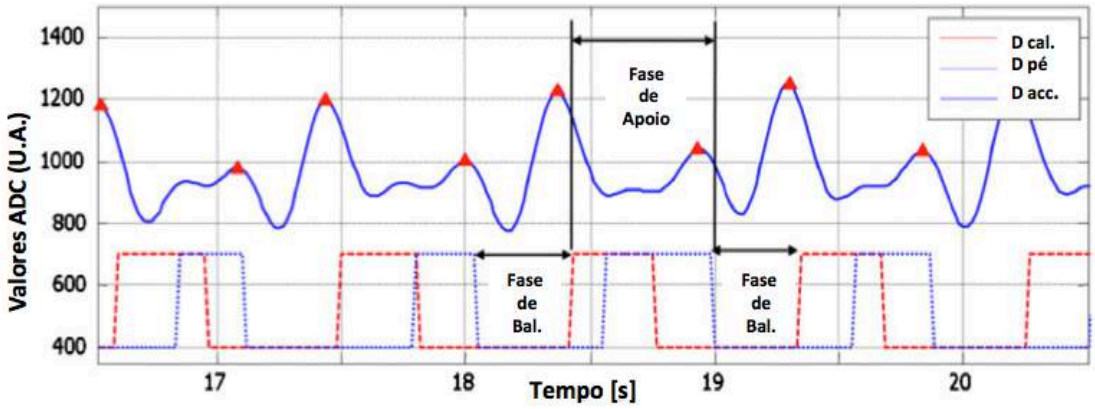


Figura 3.5 - Sinal digital após a aplicação do processamento enunciado anteriormente. Representação do sinal adquirido pelo extensómetros (baixo) e pelo acelerómetro (cima) e das fases de apoio e de balanço. Fase de Bal. - Fase de Balanço, D – lado direito, Calc. – Calcanhar e Acc. – Aceleração. Adaptado de (Lee et al. 2010).

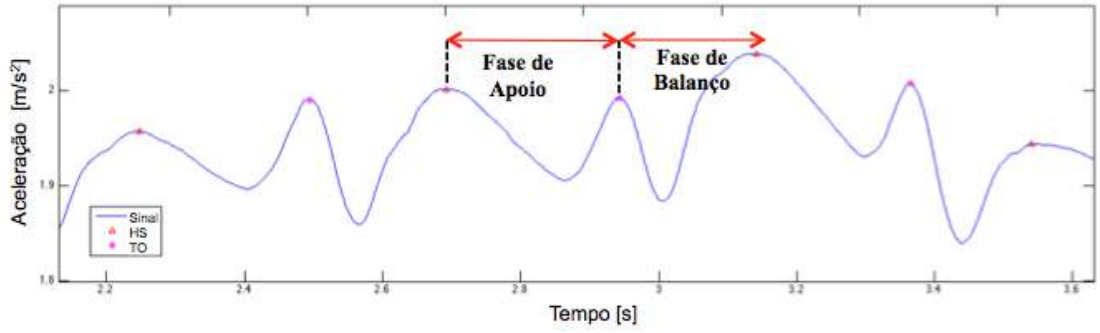


Figura 3.6 - Representação do sinal de uma pessoa jovem e saudável a caminhar em marcha livre. Identificação dos eventos de marcha com diferentes símbolos e indicação das fases de apoio e de balanço do ciclo de marcha. O eixo x corresponde ao tempo e o y à aceleração.

3.5.2.Avaliação do controlo postural, harmonia e estabilidade da marcha

O desenvolvimento do algoritmo para a avaliação do equilíbrio e risco de queda teve por base o estudo realizado por (Doheny et al. 2012). Para tal, o sensor foi colocado nas costas ao nível do quadril de forma a estar mais próximo do CM do corpo humano. A primeira fase de processamento passa pela filtragem dos sinais de aceleração através de um filtro passa-banda *Butterworth*, 5ª ordem, com uma frequência de corte entre 0.1-10 Hz e uma frequência de amostragem de 113Hz, indicado em (Fernandes 2013). A frequência de corte selecionada

pelos autores, é compreensível, uma vez que o movimento do tronco está associado a baixas frequências (Kavanagh & Menz 2008).

Sendo um dos objetivos desta implementação a determinação do deslocamento do CM é necessário a aplicação de uma dupla integração sobre os sinais. O erro associado a estas integrações (*drifts* de baixa frequência) é reduzido pela subtração da média aos sinais de aceleração antes e depois de cada integração e pela aplicação de um polinómio de 2ª ordem (*second order polynomial fit),* com a finalidade de remover artefactos de baixíssima frequência (*drifts*) (O'Sullivan et al. 2009). Adicionalmente, ainda para reduzir o erro derivado da integração, os sinais foram filtrados por um passo-alto *Butterworth* de 5ª ordem para uma frequência de corte de 0.1 Hz. Posto isto, com estes sinais consegue-se determinar a raiz média quadrática (*RMS - Root Mean Square*), para as direções *AP* e *ML*, sendo uma medida de dispersão da aceleração relativamente a zero (Menz et al. 2003a), permitindo quantificar o balanço postural em cada direção (Greene et al. 2012). Com a dupla integração, determina-se a gama de deslocamentos para as direções *AP* e *ML* e, consequentemente, o deslocamento horizontal do CM (*Dhor*) através da Equação 3.7.

$$Dhor = \sqrt{dML^2 + dAP^2}$$

Equação 3.7

sendo que *dML* e *dAP* são os sinais obtidos após a aplicação das duas integrações, ou seja, correspondem aos deslocamentos na direção *ML* e *AP*, respetivamente.

Quanto ao algoritmo relativo à avaliação da harmonia e estabilidade da marcha foi baseado no processamento realizado pelos autores (Iosa et al. 2012) e foram retirados alguns dos parâmetros calculados. Da mesma forma que o anterior, o sensor inercial foi colocado ao nível do quadril nas costas do utilizador e também apenas foram usados os dados da aceleração. O processamento destes sinais consiste apenas em dois passos, primeiramente, realiza-se a subtração do valor médio da aceleração para cada eixo ao sinal do eixo correspondente e, de seguida, o sinal resultante é filtrado por um passa-baixo *Butterworth* de 2ª ordem, para uma frequência de corte de 20 Hz (movimentos do tronco – baixas frequências) e de amostragem, novamente, de 113 Hz. Os parâmetros calculados foram obtidos para cada eixo (*ML, AP* e *VV*), incluindo o valor médio e o desvio-padrão, um parâmetro referente à estabilidade e outro à harmonia. Em relação à estabilidade, foi calculada a aceleração mínima para cada passo por eixo. Assim, para obter este parâmetro é necessário previamente determinar os eventos de

marcha, de modo a segmentar o sinal do tronco por passos. Uma vez que apenas há um sensor inercial numa perna, para calcular a aceleração mínima por passo são necessários os momentos em que ocorrem os passos de ambas as pernas. Assim, aplicou-se a seguinte relação: sabendo que o passo inicia-se desde o *HS* até ao *TO* para a perna com o sensor, então o passo da outra perna será desde o *TO* até ao próximo *HS*. Desta forma consegue-se segmentar o sinal do tronco por passos, como os 2 sensores estão sincronizados, apresentam o mesmo número de pontos, logo será corretamente segmentado. Ainda para a estabilidade da marcha, segundo (Iosa et al. 2012),o parâmetro *RMS* é um dos mais utilizados para essa a avaliação da marcha. Como mencionado anteriormente, este parâmetro é uma medida de dispersão e da suavidade dos padrões de movimento, apesar de ser calculado no algoritmo anterior, também será usado para análise da estabilidade.

A harmonia da marcha foi avaliada por um parâmetro - índice da razão da aceleração mínima (*RA*). Este parâmetro é calculado para cada passada, o qual consiste na percentagem da razão entre os valores absolutos mais baixos sobre os mais elevados considerando os 2 membros inferiores. Quando este parâmetro for menor do que 100% é um indicador de assimetria no período de desaceleração. Determina-se o valor mínimo absoluto para cada passada e para cada eixo e, posteriormente, comparam-se os valores entre as pernas, considerando a mesma passada, para determinar qual o maior e o menor. Deste modo, para cada passada calcula-se o quociente entre o menor valor sobre o maior valor, no final determina-se a média e o desvio-padrão do parâmetro por eixo (Iosa et al. 2012; Menz et al. 2003a). Na Figura 3.7 é representada uma porção do sinal de aceleração de uma pessoa saudável a caminhar em marcha livre, com um sensor disposto nas costas e ao nível do quadril, sendo este o resultado para cada direção ao longo do tempo. Os sinais foram processados segundo o método exposto de (Iosa et al. 2012).

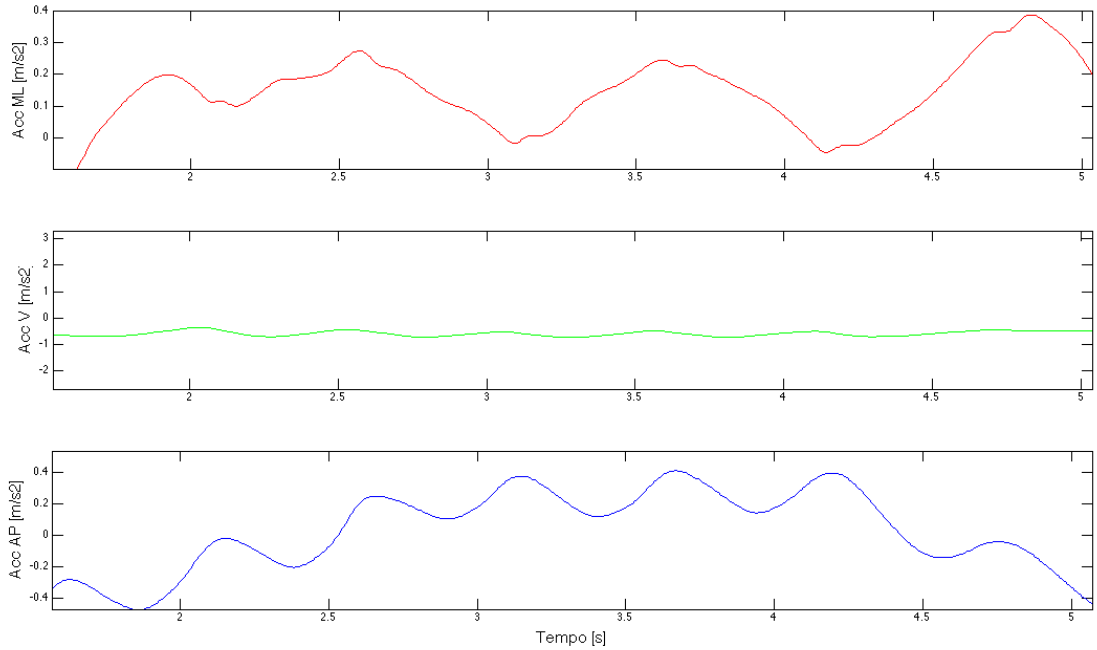


Figura 3.7 - Representação de uma porção do sinal de aceleração do tronco ao longo do tempo, para uma pessoa saudável em marcha livre com o sensor disposto nas costas ao nível do quadril. O primeiro, segundo e terceiro gráfico representam as acelerações na direção *ML*, *VV* e *AP*, respetivamente.

Capítulo 4 – Avaliação da performance de pacientes com Osteartrose do joelho com diferentes dispositivos de assistência

4.1.Objetivo

O estudo realizado neste trabalho tem como finalidade a avaliação da marcha e do equilíbrio de pacientes diagnosticados com Osteoartrose apenas num joelho e que foram sujeitos a uma cirurgia para colocação de uma prótese - Artroplastia total do joelho. Para tal, este estudo teve o apoio do Hospital de Braga, mais especificamente, do Serviço de Ortopedia e de Medicina Física e de Reabilitação, que possibilitaram a realização dos testes pretendidos. Os pacientes foram avaliados em 2 fases de tempo diferentes: entre o 3º e 5º dia (primeira fase) e ao 15º dia (segunda fase) após a realização da cirurgia. Na primeira fase os pacientes apenas se deslocam com cadeiras de rodas, enquanto que na segunda fase usam muletas (canadianas), conduzindo ao desenvolvimento de uma marcha não natural e sem aliviar a dor no joelho. O teste consistiu em caminhar 9 m em linha reta, ao longo de um corredor do Hospital, à velocidade normal do paciente com 3 dispositivos de assistência diferentes – muletas, andarilho de 4 pontas e 4 rodas com suportes de antebraço. Para além dos dispositivos, os pacientes são equipados com 2 sensores inerciais, um colocado ao nível do quadril que permite ava-

liar o equilíbrio e risco de queda do paciente e o outro sensor no tornozelo, do lado onde ocorreu a cirurgia, de modo a avaliar parâmetros espácio-temporais da marcha. A realização deste estudo tem como finalidade a comparação da marcha adquirida com cada DA e as diferenças entre os DAs. Adicionalmente, pretende-se verificar e validar que é possível detetar eventos da marcha durante a marcha assistida com DAs e, posteriormente, calcular parâmetros da marcha, através dos sinais de aceleração, sendo que não foi encontrado na literatura, até então, estudos que estabelecessem esta relação. Acredita-se que o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços providencie a marcha mais estável, fornecendo o suporte adequado ao utilizador e mais natural, devido à proximidade com a marcha de uma pessoa saudável, tudo isto, possivelmente, devido à presença do suporte de antebraços. Relativamente à postura, como este DA requer uma inclinação do tronco do utilizador para se deslocar, isto pode provocar posturas incorretas, as quais serão comparadas com as posturas adquiridas com os outros DAs.

4.2. Osteartrose do joelho

A Osteoartrose é a doença reumática com maior incidência nos idosos, também designada por Osteoartrite ou Doença Degenerativa das Articulações (*Degeneretive Joint Disease - DJD*) (Debi et al. 2009). Esta doença pode ser classificada como primária ou secundária, sendo que as causas que conduzem à primária não são conhecidas, enquanto que a forma secundária é desencadeada devido a situações contínuas de *stress* sobre a superfície da articulação. A Osteoartrose afeta preferencialmente as articulações responsáveis pelo suporte do peso do corpo, como o joelho, quadril e as vértebras e tem uma maior incidência com o avanço da idade, geralmente em pessoas com uma idade superior a 65 anos. A progressão da doença pode ser desencadeada devido à instabilidade mecânica ao nível da articulação e pelo *stress* aplicado sobre esta, conduzindo a uma rápida degeneração dos tecidos envolventes. Os sintomas associados à Osteoartrose não são específicos, sendo que a dor é o mais comum e é combatida pelo descanso. De uma maneira geral, assiste-se a uma redução do movimento e a uma deformação das articulações afetadas, espasmos musculares e contraturas tendem a surgir com a evolução da doença, quando a pessoa reduz o movimento da articulação para evitar a dor (Braddom, 2006, Capítulo 19).

Este trabalho foca-se apenas numa articulação afetada – o joelho. As pessoas que padecem de Osteoartrose do joelho sofrem, essencialmente, de dores, rigidez e redução de movimento ao nível desta articulação. Estes sintomas podem, significativamente, limitar as atividades diárias das pessoas, como o levantar de uma cadeira, subir umas escadas e até andar, conduzindo a uma perda de independência funcional e traduzindo-se numa redução da qualidade de vida destas pessoas. Em termos de consequências na marcha, apresentam uma marcha mais vagarosa com passos mais curtos, com menor flexão do joelho, fase de balanço mais curta, e, consequentemente, fase de apoio de maior duração (Debi et al. 2009; Debi et al. 2011; Elbaz et al. 2012). A redução da fase de balanço é devido ao facto que durante a marcha estes pacientes tentam evitar a aplicação de carga sobre o joelho afetado (Martins et al. 2013).

4.3. Especulação dos resultados: Análise teórica

Com base nos estudos realizados com os DAs, essencialmente com andarilhos, apresentados nos anexos (Anexo A.1), realizou-se uma análise teórica do que se espera obter com este estudo. Relativamente ao andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços, diversos foram os autores que revelaram que este dispositivo é o mais seguro e estável, permitindo o aumento da confiança do utilizador, como também uma melhoria do equilíbrio e mobilidade, verificando-se um aumento da base de suporte (Kegelmeyer et al. 2013; Vogt et al. 2010; Liu 2009). Este DA provoca uma menor variabilidade na marcha, menos quedas e tropeções e, ainda, menor esforço para manobrar o andarilho, isto é, é de fácil utilização (Kloos et al. 2012; Kegelmeyer et al. 2013; Wellmon et al. 2006). Liu et al. (2009) verificou que o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços permite reduzir a carga aplicada nos membros inferiores, o que é uma vantagem com grande impacto para este estudo, considerando o tipo de pacientes incluídos no estudo (Liu et al. 2009). Em contrapartida, vários são os autores que indicam que este dispositivo provoca alterações na postura, aumento do risco e do medo de queda (Liu et al. 2009; Liu 2009; Kloos et al. 2012).

Já o andarilho de 4 pontas, como se sabe é o dispositivo mais estável e que pode suportar uma maior percentagem do peso corporal (Melis et al. 1999). Por outro lado, proporciona uma marcha mais lenta e variada, com menor comprimento da passada, menor mobilidade, com maior custo metabólico, devido à redução da velocidade e ao movimento repetitivo com a elevação do andarilho (Melis et al. 1999; Kegelmeyer et al. 2013; Kloos et al. 2012; Roomi et

al. 1998; Priebe & Kram 2011). Assim, o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços apresenta uma marcha com maior velocidade e maior comprimento de passo, mas com menor estabilidade estática, comparativamente ao andarilho de 4 pontas (Kloos et al. 2012; Priebe & Kram 2011).

Dos estudos recolhidos, apenas se efetuou a comparação entre a marcha adquirida com as muletas e com o andarilho de 2 rodas. Portanto, para esta análise, será generalizado o andarilho de 2 rodas, para andarilho com rodas. Assim, no estudo de Youdas et al. (2005), concluíram que o andarilho providenciava uma maior base de suporte, conferindo um maior suporte para que não seja aplicado peso sobre os membros inferiores, comparativamente com as muletas (Youdas et al. 2005). Consoante os resultados descriminados, espera-se que o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços proporcione a marcha com maior suporte e velocidade e mais próxima da natural, já o andarilho de 4 pontas será o DA que providencia um maior equilíbrio ao utilizador.

Quanto à interpretação dos resultados, pretende-se avaliar se os DAs forneceram uma ajuda e compensação eficiente nos pacientes após a realização da cirurgia. Esta avaliação será realizada consoante os resultados da análise estatística. Sabe-se que os pacientes da primeira fase (entre os 3 e os 5 dias após cirurgia) apresentam uma enorme dificuldade em andar, deslocando-se apenas com a assistência de um dispositivo (cadeira de rodas). Nos pacientes dos 15 dias observa-se uma melhoria na marcha e uma maior independência, mas continuando a deslocarem-se com um DA, neste caso muletas (canadianas), por precaução. Tendo isto em conta e para facilitar a interpretação dos resultados, considerou-se que, caso não hajam diferenças significativas entre as 2 fases de recuperação, com a utilização de DAs, significa que os DAs estão realmente a ajudar o paciente na primeira fase. Desta forma, está-se a considerar que aos 15 dias a marcha dos pacientes sem assistência aproxima-se mais do padrão considerado como saudável e, por isso, os resultados obtidos com assistência nesta mesma fase (15 dias) assumem valores que serão aqui considerados como bons, ou seja, próximos dos valores de uma pessoa com marcha saudável. Assim, se não forem obtidas diferenças nos parâmetros entre esta fase, considerada mais próxima do saudável, e a primeira fase, em que a pessoa nem sequer tem a capacidade de caminhar, significa que os dispositivos tiveram um papel fundamental na compensação do movimento. Esta análise será realizada para os dois conjuntos de parâmetros calculados, isto é, espácio-temporais e relativos ao controlo postural (risco de queda), estabilidade e harmonia da marcha.

4.4. Metodologia

Na secção 2.2.3.5 foram mencionados alguns pontos que são considerados como limitações nos estudos abordados. Com a realização deste trabalho pretende-se ultrapassar algumas dessas falhas, atendendo às condições disponíveis para a realização dos testes. Assim, como foi mencionado nessa mesma secção, em termos de participantes, são considerados um número satisfatório (11 participantes), descriminando os géneros (8 mulheres e 3 homens), a idade, dados demográficos, a verificação dos critérios de inclusão e exclusão, a toma de medicação e a assinatura do termo de consentimento para a realização do estudo. Com a recolha de todos os dados indicados, é possível ultrapassar os pontos 4, 11 e 12 referidos na secção 2.2.3.5 e obter bastante informação sobre os participantes. Em relação ao protocolo experimental, considera-se que para o objetivo pretendido, foi utilizado o mais adequado, que corresponde a um percurso de 9 m à velocidade normal da pessoa, combatendo o ponto 6. Ainda no protocolo, todos os testes realizados foram gravados por uma câmara de vídeo, para uma posterior análise, mas não para aplicação de algoritmos automatizados (ponto 5).

A informação apresentada até agora será revelada em maior detalhe nas próximas secções. Quanto à compensação do ponto 1 e 2, referentes ao padrão de marcha, postura e força serão apresentados neste capitulo como também no Capítulo 5, relativamente à inclinação do tronco e a quantidade de carga suportada pelo andarilho.

4.4.1.Participantes

Os participantes selecionados para este grupo constituem um grupo de 11 pessoas (8 mulheres e 3 homens) com uma idade média de 67.3 $\pm$5.1 anos, diagnosticados com Osteoartrose no joelho e sujeitos à cirurgia de Artroplastia total do joelho. Estas pessoas não apresentam experiência na utilização de andarilhos, tanto no de 4 pontas como no de 4 rodas com suporte de antebraços, uma vez que durante a fase de recuperação destes pacientes apenas utilizam muletas. Todos os participantes concordaram e assinaram o termo de consentimento do estudo antes da realização dos testes. O termo de consentimento é apresentado no Anexo B.1. Os testes foram realizados no Hospital de Braga e foram aprovados pelo Comité de Ética do Hospital.

4.4.1.1Critérios de Inclusão e Exclusão

A seleção de pacientes para a realização dos testes, consistia na satisfação dos seguintes critérios,

- 3º a 5º dia de pós-operatório de Artroplastia total do joelho direito ou esquerdo;
- Hemodinamicamente estável;
- Já ter iniciado o levante para o cadeirão;
- Funções superiores preservadas: realização do Mini Exame do Estado Mental (*MMSE - Mini-Mental Status Exam*);
- Força máxima dos flexores da anca/extensores do joelho/défice de força da tibiotársica do membro inferior não operado > ou = a 3/5 (*MRC* – Escala *Medical Research Council*, mede a falta de ar para o exercício).
- Força máxima dos extensores do cotovelo e punho bilateral > ou = a 3/5 (*MRC*)
- Pinças funcionais (exame clínico).
- Clinicamente sem desvios aparentes da ráquis ou limitações articulares das articulações coxofemorais ou tibiotársicas.
- Instabilidade na marcha: Escala de *Berg* (pontos <45)
- Seguir o protocolo de reabilitação no Serviço de Medicina Física e Reabilitação do Hospital de Braga.

Os critérios de exclusão dos pacientes deste estudo eram os seguintes,

- Doença cardíaca, vascular, respiratória, neurológica ou metabólica que condicione incapacidade para marcha;
- Doença neurológica que afete o equilíbrio;
- Patologia do ouvido (vertigem/ataxia vestibular);
- História de trauma recente dos membros.

Para além dos critérios de inclusão e de exclusão referidos era necessário recolher informação sobre a idade, sexo, altura, peso e o índice de massa corporal.

4.4.2.Protocolo Experimental

Na Tabela 4.1 é apresentado a descrição do protocolo experimental dos testes, mais especificamente, onde se realizaram, o seu objetivo, duração, o equipamento necessário, as variáveis obtidas, a preparação requerida no paciente e o teste prático. Na Figura 4.1 pode-se

observar o material colocado no pé do paciente de forma a obter os passos do paciente ao longo do percurso. Na Figura 4.2 é apresentada uma das pacientes incluídas no estudo, com cada DA utilizado nos testes.

Tabela 4.1 - Descrição pormenorizada do protocolo experimental realizado com os pacientes no Hospital de Braga.

PROTOCOLO EXPERIMENTAL		**DESCRIÇÃO**
Localização		Corredor do Hospital de Braga
Objetivo		Extração de parâmetros da marcha (espácio-temporais, postura e equilíbrio) durante o percurso realizado com 3 DAs (muletas, andarilho de 4 pontas e de 4 rodas com suporte de antebraços) ao longo de uma trajetória pré-definida. Deteção de diferenças na marcha assistida entre os 3 DAs, para pacientes com Osteoartrose no joelho, que foram sujeitos à cirurgia de Artroplastia total do joelho. Verificação e validação da deteção dos eventos de marcha em marcha com DAs.
Tempo	Realização Testes	30 min
	Preparação Paciente	30 min
Equipamento		– 2 Sensores Inerciais; – DAs (muletas, andarilho de 4 pontas e de 4 rodas com suporte de antebraços); – Câmara de vídeo;
Variáveis medidas		– Parâmetros espácio-temporais: tempo da passada, da fase de apoio e de balanço, velocidade, cadência e comprimento do passo; – Parâmetros relativos ao controlo postural, estabilidade e harmonia da marcha: gama de deslocamentos *AP* e *ML*, *RMS AP* e *ML*, Deslocamento horizontal do CM, Aceleração mínima *AP*, *ML* e *VV* e o índice da razão da aceleração mínima *AP*, *ML* e *VV* ; – Avaliação Observacional.
Preparação do paciente		– Colocação de graxa, por baixo do pé do paciente, protegido com plástico (azul na Figura 4.1); – Sensores inerciais: 1 colocado no tornozelo do lado da cirurgia e o outro ao nível do quadril, suportados por velcro; – Verificação se os dispositivos estão à altura correta para o paciente;
Teste		– Cada paciente teve que caminhar 9 m à sua velocidade normal com os 3 DAs; – Os pacientes foram colocados no ponto de partida e foi-lhes indicado que caminhassem ao longo do percurso indicado no chão. – Todos os testes foram gravados por uma câmara de vídeo;



Figura 4.1 - Representação do material colocado no pé do paciente – esponja branca com graxa por baixo do pé, suporte preto para agarrar a esponja e o plástico azul para manter o pé limpo.



Figura 4.2 - Apresentação de uma paciente equipada com os dois sensores inerciais (tornozelo direito e quadril), material colocado no pé da paciente, plástico para definir o percurso e marcar os passos do paciente. Na imagem mais à esquerda a marcha é assistida com as muletas (canadianas), no meio com o andarilho de 4 pontas e mais à direita com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços.

4.4.3.Parâmetros Analisados

No Capítulo 3 foram referidos os algoritmos implementados, como também alguns dos parâmetros calculados relativos à marcha, controlo postural, estabilidade e harmonia da marcha. Todos os parâmetros são calculados para todos os testes, para cada dispositivo de marcha, para posterior comparação. Nesta subsecção serão mencionados todos os parâmetros determinados e, de um modo geral, de que forma se podem interpretar os resultados obtidos. Também já foi referido na secção 4.4.2, que todos os testes foram gravados por uma câmara de vídeo, permitindo a realização de uma análise observacional da marcha e a extração de alguns dados.

Todos os pontos mencionados serão abordados nas secções seguintes, organizadas de acordo com a localização do sensor, ou seja, os parâmetros espácio-temporais são obtidos pelo sensor do tornozelo, e os parâmetros relativos ao controlo postural, harmonia e estabilidade da marcha são conseguidos através do sensor localizado no quadril e a avaliação observacional pela câmara de vídeo.

4.4.3.1Parâmetros espácio-temporais da marcha

Na secção 3.5.1., foram apresentados os seguintes parâmetros:

- Tempo da passada ou ciclo de marcha (equação 3.4, secção 3.5.1);
- Tempo da fase de balanço (equação 3.5, secção 3.5.1);
- Tempo da fase de apoio (equação 3.6, secção 3.5.1).

Estes parâmetros são obtidos apenas para a perna onde se encontra localizado o sensor, ou seja, do lado do joelho lesado. Para além dos parâmetros referidos, também se calculou a velocidade da marcha, cadência e comprimento do passo, através das seguintes fórmulas,

$$v\ [m/s] = \frac{distância\ [m]}{tempo\ [s]}$$

Equação 4.1

$$Cadência\ [passos/min] = \frac{nº\ de\ passos}{tempo\ [min]}$$

Equação 4.2

$$Comprimento\ do\ passo\ [m] = \frac{v[m/s]\times 60}{cadência\ [passo/min]}$$

Equação 4.3

O comprimento do passo é apenas uma estimativa, uma vez que é obtido de forma indireta. Estas equações foram retiradas de (Whittle 2007, cap.2).

Os autores que também se debruçaram sobre pacientes diagnosticados com Osteoartrose no joelho, revelaram que avaliações objetivas, com os parâmetros espácio-temporais, podem ajudar na avaliação da severidade da doença, eficácia do tratamento e no modo como a doença deve ser encaminhada, demonstrando a pertinência destes parâmetros para o estudo (Debi et al. 2009; Debi et al. 2011). Na Tabela 4.2 são apresentados os parâmetros espácio-temporais calculados, as siglas e as unidades utilizadas.

Tabela 4.2 - Apresentação das siglas e unidades dos parâmetros espácio-temporais calculados.

Parâmetros	Siglas	Unidades
Tempo da passada	TPassada	s
Tempo da fase de apoio	TApoio	s
Tempo da fase de balanço	TBalanço	s
Velocidade	Velocidade	m/s^2
Cadência	Cadência	passos/min
Comprimento do passo	Cpasso	m

4.4.3.2 Parâmetros relativos ao controlo postural, harmonia e estabilidade da marcha

Para a avaliação do controlo postural foram determinados os parâmetros apresentados na secção 3.5.2, pertencentes ao estudo realizado por (Doheny et al. 2012), sendo os parâmetros,

- Raiz média quadrática da aceleração para as direções *AP* e *ML*;
- Gama de deslocamento nas direções *AP*, *ML* e horizontal do CM (equação 7, secção 3.5.2).

Apesar do estudo de referência (Doheny et al. 2012) avaliar o equilíbrio estático para a distinção entre idosos com maior ou menor propensão de queda, os autores concluíram que as pessoas que ostentavam os valores mais elevados, para os parâmetros referidos, apresentavam um maior risco de queda.

Em termos da avaliação da harmonia e estabilidade da marcha foram implementados os parâmetros mencionados também na secção 3.5.2. Para a estabilidade, determinou-se a aceleração mínima para cada passo e para cada eixo, onde os valores mais negativos deste parâmetro estão associados a uma menor estabilidade de marcha. Relativamente à harmonia da marcha, esta é avaliada através do cálculo do - índice da razão da aceleração mínima - os autores do estudo de referência (Iosa et al. 2012), indicaram que uma menor harmonia da marcha traduz-se numa redução deste parâmetro. Na Tabela 4.3 são apresentados os parâmetros relativos ao controlo postural, estabilidade e harmonia da marcha calculados, como também as siglas e as unidades utilizadas.

Tabela 4.3 - Apresentação das siglas e unidades dos parâmetros relativos ao controlo postural, estabilidade e harmonia da marcha.

Parâmetros	Siglas	Unidades
Gama de deslocamento nas direções AP e ML	Gama_AP e Gama_ML	m
Raiz média quadrática nas direções AP e ML	RMS_AP e RMS_ML	m/s^2
Deslocamento horizontal do CM	Dhor	m
Aceleração mínima nas direções AP, ML e VV	Amin_AP, Amin_ML e Amin_VV	m/s^2
Índice da razão da aceleração mínima nas direções AP, ML e VV	RA_AP, RA_ML e RA_VV	%

4.4.3.3 Avaliação Observacional

A avaliação observacional é conseguida pela realização de uma análise cuidada dos vídeos obtidos para cada paciente. Esta avaliação tem como finalidade a extração de alguns dados sobre a marcha do paciente, como por exemplo,

- Determinação do pé de avanço;
- Classificação da marcha do paciente com DA, considerando a nomenclatura apresentada por (Smidt & Mommens 1980) na secção 2.2.2;
- Compensação do paciente ao longo da marcha, caso haja e qual o tipo de compensação;
- Número de tropeções;
- Se o movimento é *swing-to/through*;
- Demonstração de cansaço ao longo do teste;
- Número de paragens;
- Comentários do paciente.

Estes dados vão permitir enriquecer a análise da marcha de cada paciente, acrescentando mais informação às avaliações objetivas realizadas através dos sensores inerciais. Como foi referido, para esta avaliação, a classificação da marcha teve por base a nomenclatura exposta por (Smidt & Mommens 1980). Neste último estudo, não é apresentada nenhuma classificação de marcha com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços. Como tal, nesta avaliação observacional procedeu-se à avaliação do pé de avanço e se havia atraso durante a marcha, ou seja, se o utilizador parava para mover o andarilho e posteriormente é que avançava. Para este DA não foi sugerida nenhuma classificação do número de pontos, uma vez que o movimento desenvolvido com este DA é, na generalidade, contínuo devido à presença das ro-

das, não permitindo a contabilização do número de pontos. Quanto ao movimento *swing-to/through* apenas foi utilizado para classificar a marcha com as muletas. Para os outros DAs não faz sentido este tipo de descriminação, uma vez que a pessoa não consegue, fisicamente, ultrapassar o DA.

4.4.4. Análise Estatística

Como referido previamente, este trabalho realizou os testes aos pacientes em 2 fases de tempo, 3 a 5 e 15 dias após a cirurgia do paciente. Como tal, a análise estatística que se considerou mais apropriada corresponde à *MANOVA* (Análise da Variância Multivariada) com medidas repetidas, devido à utilização de mais do que 2 variáveis dependentes (multivariada) e em 2 fases de tempo (2 medidas repetidas). A variabilidade observada na amostra, resultante da aplicação da *MANOVA*, divide-se em duas componentes, a variabilidade das observações dentro de um grupo em torno da média (análise intra-sujeitos) e a variabilidade entre as médias dos grupos (análise inter-sujeitos). Os testes foram realizados com 3 DAs (muletas, andarilho de 4 pontas e de 4 rodas com suporte de antebraços), sendo estas as variáveis independentes a considerar na análise estatística. Resumidamente, a análise estatística implementada está organizada da seguinte forma,

- Análise intra-sujeitos ou dentro do grupo: 5 e 15 dias (2 medidas repetidas);
- Análise inter-sujeitos ou entre grupos: 3 DAs (variáveis independentes ou fatores);
- Variáveis dependentes ou variáveis de resposta: parâmetros calculados.

Uma vez que apenas são consideradas 2 medidas repetidas, a condição de esfericidade não precisa de ser considerada, porque o pressuposto da esfericidade é sempre satisfeito. Adicionalmente, aplica-se o teste *Tukey post hoc* após a realização de uma análise da variância, neste caso *MANOVA*. Este teste tem como objetivo, explorar e determinar quais as combinações de DAs do estudo que apresentam diferenças significativas.

Os parâmetros calculados correspondem aos espácio-temporais (sensor no tornozelo) e aos parâmetros relativos ao controlo postural, harmonia e estabilidade da marcha (sensor no quadril), sendo que cada conjunto de parâmetros foi utilizado para uma análise estatística, separadamente. Para a análise estatística relativa aos parâmetros espácio-temporais foram considerados todos os pacientes do estudo, ou seja, 11 pacientes. Enquanto que para a análise estatística dos parâmetros do controlo postural, harmonia e estabilidade da marcha, ape-

nas foram selecionados 7 pacientes, sendo os únicos que apresentavam toda a informação sensorial necessária para a realização do estudo, nas duas fases de tempo pretendidas.

Para a implementação da *MANOVA* com medidas repetidas, alguns pressupostos devem ser satisfeitos, como a inexistência de *outliers* (pontos extremos) nos grupos; a normalidade das variáveis dependentes, não distinguindo por grupos; a homogeneidade das variâncias dos grupos, pelo teste de *Levéne;* e a esfericidade das variâncias dos grupos. O último pressuposto é satisfeito, como mencionado anteriormente.

A análise exploratória é essencial para identificar a existência de *outliers* e assimetrias. A identificação de *outliers* por grupos é importante porque um dos pressupostos da *MANOVA* é que não existam *outliers*. Por outro lado, a normalidade deve ser verificada para a variável dependente, isto é, com a observação de todos os grupos. A existência de *outliers* e assimetrias condiciona a normalidade. Por esse motivo, deve-se sempre realizar-se a análise exploratória por grupos e na generalidade. Em situações em que sejam identificados *outliers*, a amostra correspondente não deve ser considerada no estudo. Em caso de assimetrias é necessário aplicar transformações aritméticas sobre a variável correspondente para a resolução do problema (Mayers 2013).

Em todas as análises estatísticas, o nível de significância foi mantido a 0.05. O *software* utilizado foi o SPSS (versão 22).

Para todos os parâmetros obtidos neste trabalho foi determinada a média, mediana e o desvio-padrão.

4.5. Resultados

Como foi referido anteriormente, um dos objetivos que se pretendia atingir com a realização deste estudo, passava pela verificação e validação da deteção de eventos de marcha, por intermédio dos sinais de aceleração, durante a marcha assistida. Assim, nas figuras -

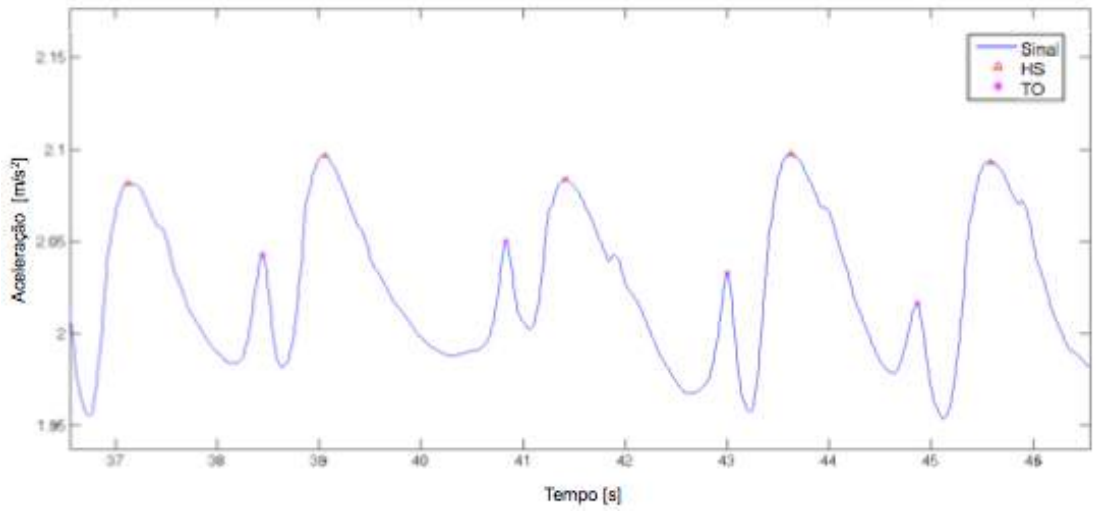


Figura 4.3, Figura 4.4 e Figura 4.5 - são apresentados os sinais obtidos pela implementação do algoritmo apresentado na secção 3.5.1, para os 3 DAs. Para estas figuras, foi escolhido um paciente da primeira fase de tempo, uma vez que neste período, os pacientes apresentam uma marcha muito debilitada. Para cada uma das figuras apresentadas foram detetados e identificados os eventos de marcha HS (*Heel Strike)* ou momento em que calcanhar 'ataca' o solo e TO (*Toe-off*) ou momento em que os dedos dos pés são removidos do solo.

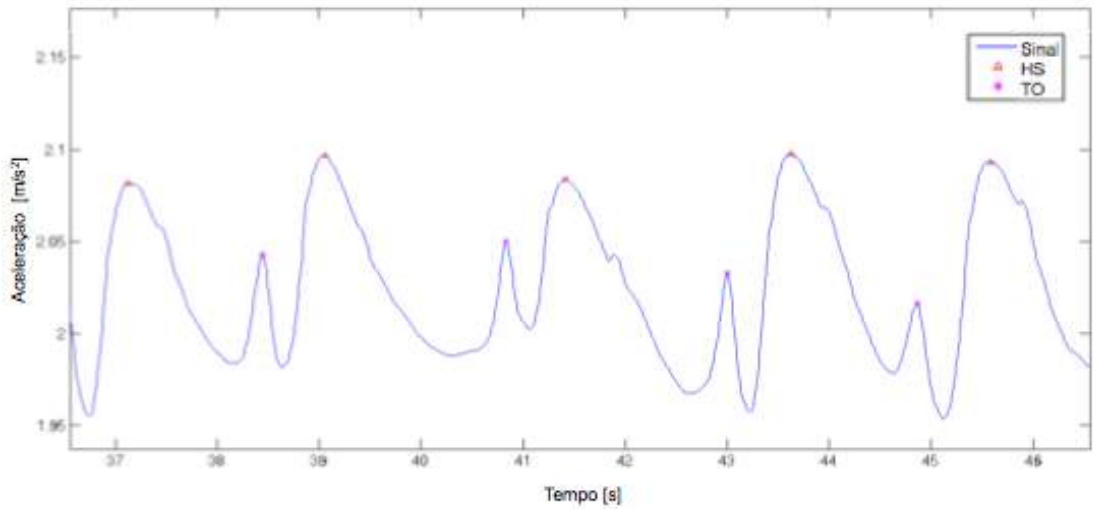


Figura 4.3 - Apresentação do sinal obtido através do sinal de aceleração durante a marcha assistida com muletas. Identificação dos eventos de marcha HS e TO.

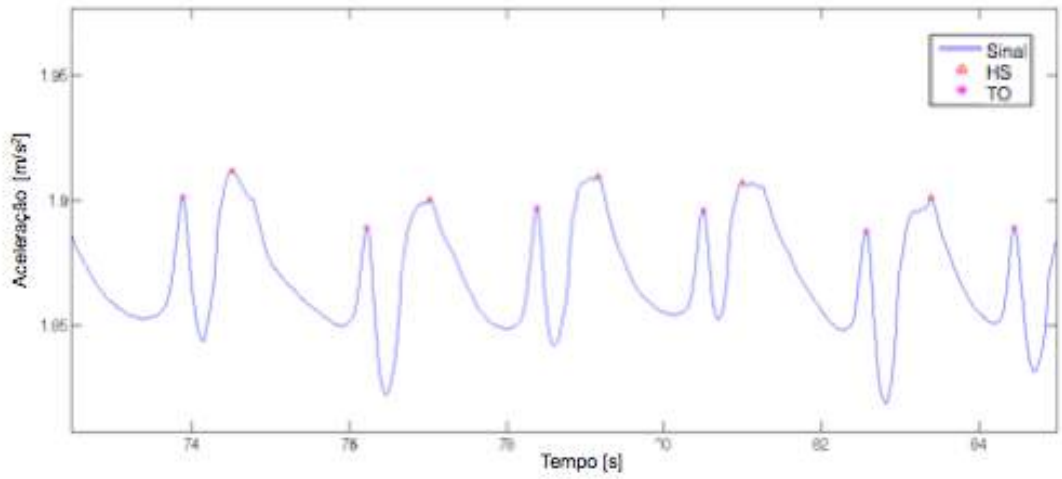


Figura 4.4 - Apresentação do sinal obtido através do sinal de aceleração durante a marcha assistida com o andarilho de 4 pontas. Identificação dos eventos de marcha HS e TO.

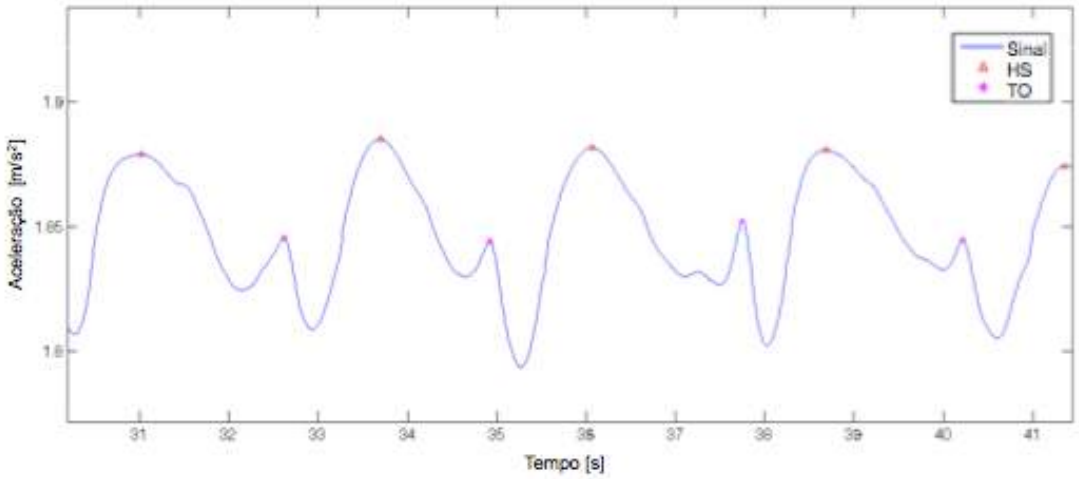


Figura 4.5 - Apresentação do sinal obtido através do sinal de aceleração durante a marcha assistida com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços. Identificação dos eventos de marcha HS e TO.

Inicialmente serão apresentados os resultados das análises exploratórias por grupos e no geral, tanto para os parâmetros espácio-temporais - *TPassada*, *TBalanço*, *TApoio*, *cadência*, *velocidade* e *CPasso* - como para os parâmetros relativos ao controlo postural, harmonia e estabilidade da marcha - *Gama_AP*, *Gama_ML*, *RMS_AP*, *RMS_ML*, *Dhor*, *Amin_AP*, *Amin_ML*, *Amin_VV*, *RA_AP*, *RA_ML* e *RA_VV*. De seguida, apresentam-se os resultados da análise estatística *MANOVA* para os dois conjuntos de parâmetros referidos anteriormente. Para ambos os conjuntos, cada variável é representativa, através da média ou mediana, dos pacientes incluídos para cada estudo, descriminada por DA e para cada fase de tempo (5 e 15 dias).

Resumidamente, para os parâmetros espácio-temporais foram incluídos 11 pacientes no estudo e representados pela mediana de cada parâmetro, sendo o valor numérico que faculta

melhores resultados. Em relação ao segundo conjunto de parâmetros, apenas foram incluídos 7 pacientes, devido à falta de informação sensorial para os restantes pacientes e para as duas fases de tempo, e foram representados pela média de cada parâmetro. Para os dados provenientes do sensor do quadril foi utilizada a média, porque os valores extremos não afetaram a normalidade dos dados. Já para os sinais provindos do tornozelo, inicialmente recorreu-se à média, mas os valores extremos afetavam a normalidade, por isso, foi utilizada a mediana, uma vez que não é influenciada pelos pontos extremos, conseguindo garantir a normalidade. Adicionalmente, é apresentado um estudo estatístico que inclui apenas a média e o desvio-padrão, para os pacientes incluídos em cada análise estatística, preservando os valores originais das variáveis, para posterior comparação.

Por fim, são apresentados os resultados obtidos pela avaliação observacional, realizada a todos os pacientes (11), nas 2 fases de tempo e para os 3 DAs. Estava avaliação consiste na análise dos vídeos de cada teste, para uma descrição da marcha que os pacientes apresentam.

4.5.1. Análise Exploratória

4.5.1.1 Parâmetros espácio-temporais da marcha

As análises exploratórias foram realizadas com o intuito de verificar a normalidade das variáveis dependentes e da presença de *outliers*, de forma a confirmar 2 dos pressupostos da *MANOVA*. Como referido na secção 4.4.4, tanto as assimetrias como os *outliers*, afetam a normalidade e, em particular para as assimetrias, a sua resolução passa pela aplicação de transformações aritméticas.

Pela observação dos resultados das análises exploratórias por grupos e no geral, verificou-se a necessidade de aplicação de transformadas logarítmicas naturais sobre as seguintes variáveis: *TApoio* aos 5 e aos 15 dias, *TBalanço* aos 5 dias, *velocidade* aos 15 dias e o *CPasso* aos 5 dias. Todas estas variáveis são identificadas nos resultados, que irão ser apresentados de seguida, pelo acréscimo de 'ln' ao nome da variável. Após a aplicação da transformação logarítmica natural conseguiu-se a normalidade das variáveis mencionadas, o que poderá ser observado nas tabelas B.1 e B.2, apresentadas no Anexo B.2. A tabela B.1 é o resultado da análise exploratória realizada por grupos e pode-se observar que para todas as variáveis do estudo foi verificada a normalidade ($p>0.05$, nas tabelas '*sig*'), ou seja, a inexistência de assi-

metrias e de *outliers* significativos. Para esta tabela, analisa-se a coluna relativa ao teste *Kolmogorov-Smirnov,* uma vez que é o mais indicado para estudos com um pequeno número de amostras. Em relação à tabela B.2, a qual resulta da análise exploratória geral, pela aplicação do teste não paramétrico *One Sample Kolmogorov-Smirnov,* também se verifica a normalidade para todas as variáveis (p>0.05).

Posto isto, dois pressupostos da *MANOVA* foram cumpridos: a inexistência de *outliers* nos grupos que condicionem a normalidade e verificação da normalidade das variáveis dependentes.

4.5.1.2 Parâmetros relativos ao controlo postural, harmonia e estabilidade da marcha

Para este conjunto de parâmetros foi igualmente aplicada uma análise exploratória por grupos e geral. Por observação dos resultados, verificou-se a existência de assimetrias nas seguintes variáveis: *Gama_AP* aos 15 dias, *RMS_ML* aos 5 e 15 dias, *RMS_AP* para os 15 dias *Gama_ML* aos 15 dias e o índice da razão de aceleração (*RA*) ML e VV para os 15 dias. Assim, para estas variáveis foi necessário a recorrência a transformações aritméticas. As assimetrias das primeiras 4 variáveis referidas foram ultrapassadas pela aplicação do logaritmo natural (p>0.05). Quanto às restantes, esta transformada não foi eficiente, tentaram-se outras transformações, como a raiz quadrada e cúbica, mas o problema manteve-se. Assim, estas variáveis foram excluídas do estudo, porque oponham-se aos pressupostos da *MANOVA*, uma vez que a normalidade não foi verificada (p<0.05). Atendendo a que o estudo estatístico é de medidas repetidas, ou seja, inclui duas fases de tempo, para além de excluir as variáveis - *Gama_ML_15*, *RA_ML_15*, *RA_VV_15* - foi necessário também excluir as respetivas variáveis para os 5 dias, ou seja, *Gama_ML_5*, *RA_ML_5* e *RA_VV_5*. As tabelas B.3 e B.4, apresentadas no Anexo B.2, correspondem aos resultados da análise exploratória por grupos e no geral, respetivamente. Em ambas as tabelas, pode-se observar que para todas as variáveis incluídas no estudo foi verificada a normalidade (p>0.05).

Concluindo, com estas análises exploratórias foram satisfeitos 2 pressupostos da *MANOVA*: existência de normalidade para todas as variáveis incluídas neste estudo e a inexistência de *outliers*.

4.5.2. *MANOVA* com medidas repetidas

A apresentação dos resultados obtidos pela análise estatística *MANOVA*, para cada conjunto de parâmetros, foi segmentada da seguinte forma:

- Homogeneidade das variâncias;
- Estatística Descritiva;
- Testes Multivariáveis;
- Testes de apenas uma variável: Análise Intra-sujeitos/Dentro do grupo;
- Testes de apenas uma variável: Análise Inter-sujeitos/Entre grupos;
- Teste *Tukey post hoc.*

4.5.2.1 Parâmetros espácio-temporais da marcha

- **Homogeneidade das variâncias**

Como mencionado na secção 4.4.4, um dos pressupostos da *MANOVA* é a verificação do homogeneidade das variâncias pela aplicação do teste de *Levéne*. Pode-se observar, no Anexo B.3, na coluna *Sig*. da tabela B.5. que para todas as variáveis $p>0.05$, logo, verifica-se a homogeneidade das variâncias. Concluindo, todos os pressupostos da *MANOVA* são cumpridos.

- **Estatística Descritiva**

No anexo B.3. é apresentada a tabela B.6., representativa dos resultados da estatística descritiva deste estudo. Mais especificamente, são apresentados os valores médios, desvio-padrão e número de amostras (pacientes) consideradas das variáveis dependentes por fatores. Para este estudo, esta tabela não tem grande impacto, uma vez que são aplicadas transformações logarítmicas sobre as variáveis, impedindo retirar conclusões diretas dos dados. Como tal, foi realizado um estudo em paralelo, que inclui os valores originais para cada variável, considerando apenas a média e o desvio-padrão, apresentado na secção 4.5.3.1.

- **Testes Multivariáveis**

No Anexo B.3 é apresentada a tabela B.7 com o resultado dos testes multivariáveis. Como a variável independente (fatores) tem mais do que 2 grupos, a significância observa-se na linha '*Wilk's lambda'*. Considerando todas as variáveis dependentes do estudo, numa visão geral, para essas variáveis a *MANOVA* indicou diferenças estatisticamente significativas entre os grupos/inter-sujeitos (fator), Wilk's lambda=0.343, $F(12,50)=2.944$, $p<0.05$, intra-sujeitos

(tempo), Wilk's lambda=0.010, F(6,25)=418.091, p<0.05 e na interação entre o fator e o tempo não apresentou diferenças significativas, Wilk's lambda=0.554, F(12,50)=1.431, p>0.05. Em conclusão, de um ponto vista geral, tanto o tempo como os fatores influenciam as variáveis dependentes, exceto a interação do tempo com o fator.

– **Testes de apenas uma variável: Análise Intra-sujeitos/Dentro do grupo**

Nesta fase é estudado o efeito do tempo (análise intra-sujeitos) sobre cada variável, individualmente. No Anexo B.3, na tabela B.8 são apresentados os resultados descriminados por variável dependente. Por análise da tabela, linha 'Esfericidade Assumida', porque este estudo apenas apresenta 2 medidas repetidas, logo a condição da esfericidade é sempre satisfeita, verifica-se que para todas as variáveis o tempo tem um efeito estatisticamente significativo (p<0.05). Assim, o tempo tem uma influência significativa sobre o *TPassada*, F(1,30)=21.440, p<0.05, *TBalanço*, F(1,30)=86.272, p<0.05, *TApoio*, F(1,30)=14.031, p<0.05, *velocidade*, F(1,30)=316.488, p<0.05, c*adência*, F(1,30)=49.354, p<0.05 e *CPasso*, F(1,30)=1316.144, p<0.05. Como foi referido, o tempo influencia cada uma das variáveis, mas para conhecer de que forma é que afeta, isto é, se a sua influência provoca um aumento ou redução da variável ao longo do tempo, é através da análise dos gráficos de perfis, apresentados em seguida. Por observação de cada gráfico, respetivo a cada variável, verificou-se que da primeira fase de tempo (5 dias) para a segunda (15 dias), há um aumento do *TBalanço*, *cadência* e *CPasso* e uma diminuição para as restantes variáveis.

Ainda na mesma tabela, na secção tempo*fator, pode-se observar que apenas para a *velocidade* há diferenças estaticamente significativas, F(2,30)=3.359, p<0.05 e não significativa para o *TPassada*, F(2,30)=1.739, p>0.05, *TBalanço*, F(2,30)=0.202, p>0.05, *TApoio*, F(2,30)=1.086,p>0.05, *cadência*, F(2,30)=0.109, p>0.05 e *CPasso*, F(2,309=0.947, p>0.05.

A interação tempo*fator também pode ser observada nos gráficos de perfis, apresentados em seguida, através da interação entre as 3 retas (3 ADs). Se as retas não forem paralelas, isto é, se não houver paralelismo, significa que há interação, caso contrário, se as retas forem quase paralelas, não há interação. Como os gráficos são meramente indicativos, nos resultados dos testes de hipóteses é que se conclui se a interação observada é significativa ou não.

Para a *velocidade*, o qual é o único parâmetro significativo (p=0.048), pode-se observar no seu gráfico de perfil que o tempo interage com o fator de forma a que as diferenças observadas entre os DAs sejam maiores na fase de tempo 2 do que na 1, por este motivo é que não

há paralelismo entre as retas. Para além desta interação significativa, há diferenças significativas entre as fases de tempo 1 e 2 e entre os dispositivos para a *velocidade*, o que será analisado em seguida.

- **Testes de apenas uma variável: Análise Inter-sujeitos/Entre grupos**

Por observação da tabela B.9, no Anexo B.3, secção fator, verifica-se que todas as variáveis apresentam diferenças estaticamente significativas, isto é, que o fator influencia as variáveis, como o *TPassada*, $F(2,30)=8.519$, $p<0.05$, *TApoio*, $F(2,30)=8.936$, $p<0.05$, *velocidade*, $F(2,30)=5.773$, $p<0.05$, *cadência*, $F(2,30)=14.444$, $p<0.05$, à exceção do *TBalanço*, $F(2,30)=0.776$, $p>0.05$ e *CPasso*, $F(2,30)=2.487$, $p>0.05$.

- **Teste *Tukey post hoc***

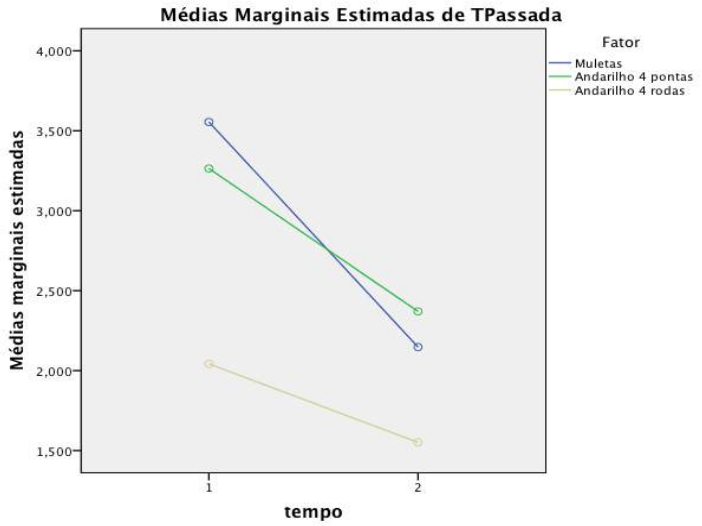
Na tabela B.10, no Anexo B.3, são apresentados os resultados obtidos pela realização do teste *Tukey post hoc*, para identificação das combinações de DAs que apresentam diferenças significativas. Essas diferenças são identificadas por asteriscos (*) e pelo valor apresentado na coluna '*Sig.*' ($p<0.05$).

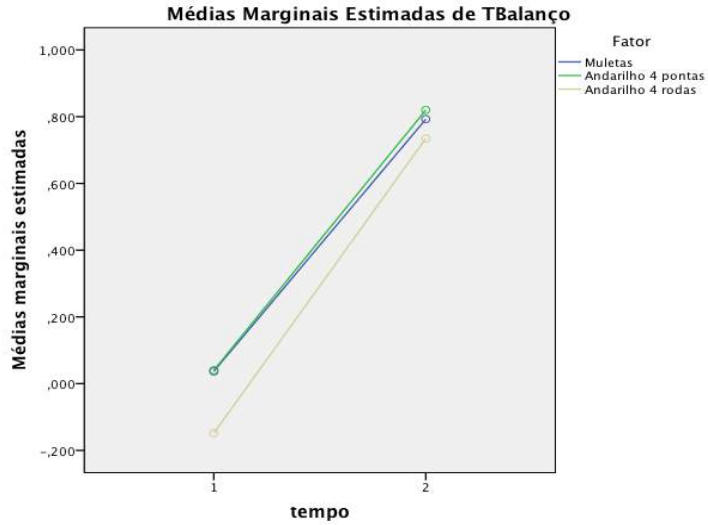
Análise dos resultados por variável:

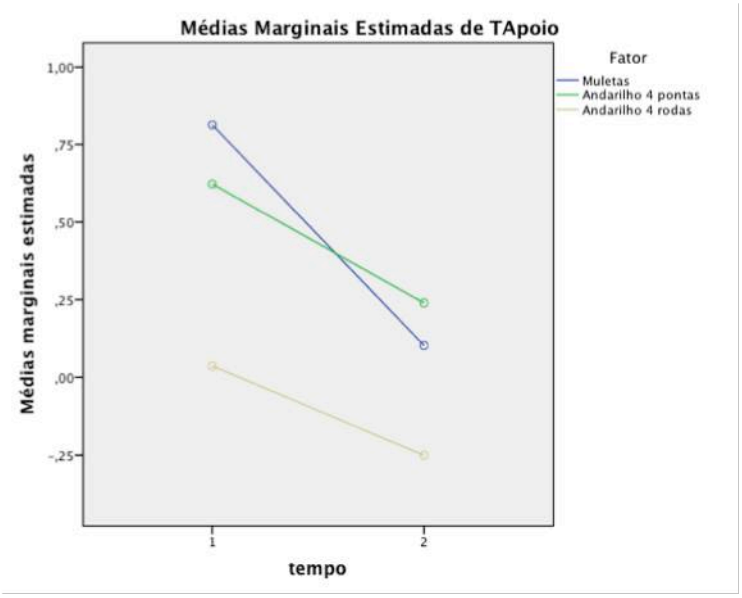
- *TPassada*: há diferenças significativas entre o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços e os restantes DAs, sendo uma diferença negativa (andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços de menor amplitude do que os restantes);
- *TBalanço*: não há nenhuma diferença significativa na combinação de DAs, o que vai de encontro ao resultado obtido na análise inter-sujeitos (fator), uma vez que o fator não influencia esta variável;
- *TApoio*: há diferenças significativas entre o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços e os restantes, sendo novamente uma diferença negativa;
- *Velocidade*: apenas há diferença significativa entre o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços e o de 4 pontas, com uma diferença positiva;
- *Cadência*: há diferenças significativas entre o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços e os restantes, com uma diferença positiva;
- *CPasso*: não há nenhuma diferença significativa na combinação de DAs (mesma situação do que o *TBalanço*).

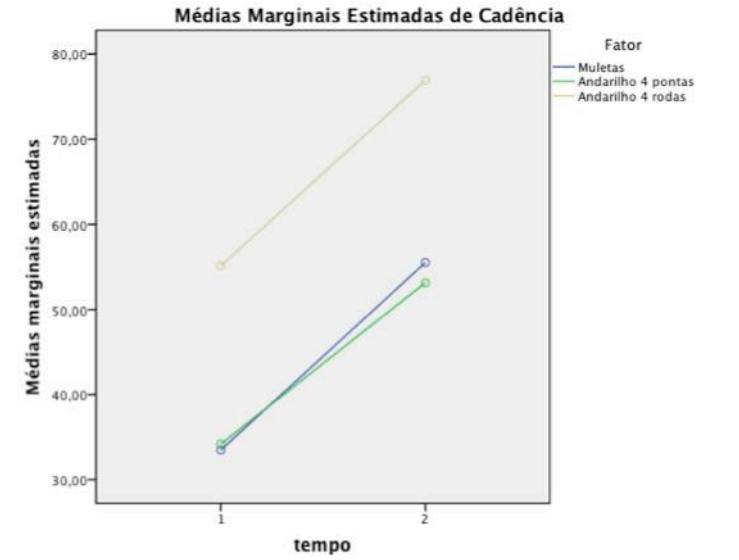
Em conclusão, para todas as variáveis que apresentam combinações de DAs significativas, o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços e o de 4 pontas são sempre identificados. Para algumas variáveis também há diferenças significativas entre o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços e as muletas.

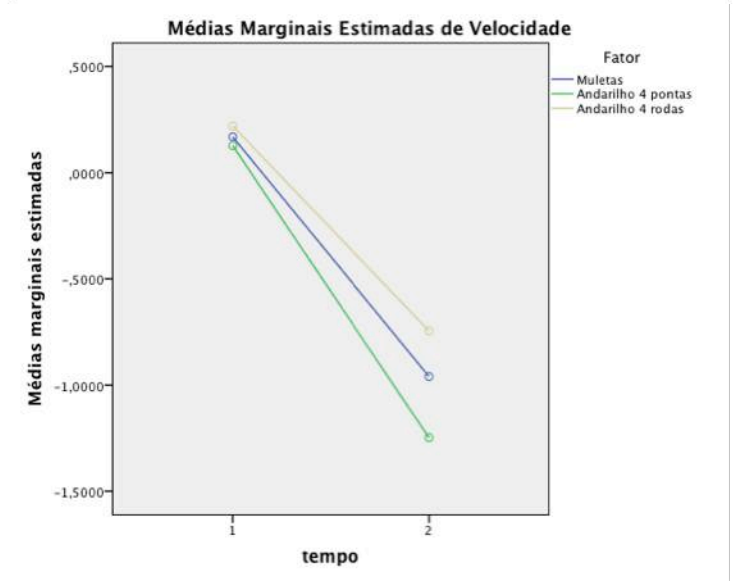
- **Gráficos de Perfis**

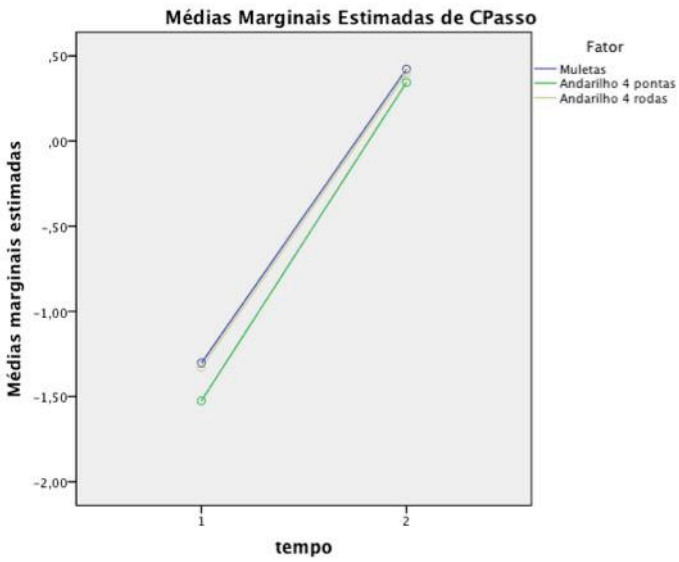





Médias Marginais Estimadas de TApoio
Médias marginais estimadas
1,00
,75
,50
,25
,00
-,25
1
2
tempo
Fator
Muletas
Andarilho 4 pontas
Andarilho 4 rodas


Médias Marginais Estimadas de Cadência
Médias marginais estimadas
80,00
70,00
60,00
50,00
40,00
30,00
1
2
tempo
Fator
Muletas
Andarilho 4 pontas
Andarilho 4 rodas


Médias Marginais Estimadas de Velocidade
Médias marginais estimadas
,5000
,0000
-,5000
-1,0000
-1,5000
1
2
tempo
Fator
Muletas
Andarilho 4 pontas
Andarilho 4 rodas



4.5.2.2 Parâmetros relativos ao controlo postural, harmonia e estabilidade da marcha

– **Homogeneidade das variâncias**

De igual modo como para os parâmetros espácio-temporais, para esta análise estatística também é necessário verificar o pressuposto da *MANOVA* que falta – Homogeneidade das variâncias. Para tal, procedeu-se à análise do resultado do teste de *Levéne* na tabela B.11 (Anexo B.4), na coluna *Sig.,* que para todas as variáveis, à exceção de *ln_RMS_AP_15*, *ln_RMS_ML_5*, *ln_RMS_ML_15*, *AminML_15*, *Amin_VV_5* e *RA_AP_15*, $p>0.05$. Logo, para as variáveis no qual $p>0.05$ é verificada a homogeneidade das variâncias, para as restantes não. No entanto, uma vez que existe normalidade para todas as variáveis incluídas neste estudo (tabelas B.3 e B.4 no Anexo B.2), o impacto da ausência da homogeneidade das variâncias não é tão determinante (Cadima 2010). Assim, todas as variáveis apresentadas na tabela seguinte foram também incluídas no estudo.

– **Estatística Descritiva**

Como na *MANOVA* anterior, a estatística descritiva não teve grande impacto, uma vez que são aplicadas transformações logarítmicas sobre as variáveis, impedindo retirar conclusões diretas dos dados. Daí que, de igual modo para esta análise estatística, também se realiza um estudo em paralelo que inclui os valores iniciais para cada variável, considerando apenas a

média e o desvio-padrão, apresentado na secção 4.5.3.2. No Anexo B.4. é apresentada a tabela B.12., representativa dos resultados da estatística descritiva deste estudo.

- **Testes Multivariáveis**

Na tabela B.13 (Anexo B.4) é apresentado o resultado dos testes multivariáveis. Novamente, observa-se a linha corresponde ao '*Wilk's lambda'*, como justificado anteriormente. Verifica-se, nesta análise geral, que a *MANOVA* indicou diferenças estatisticamente significativas entre os grupos/inter-sujeitos (fator), Wilk's lambda=0.119, $F(16,22)=2.617$, $p<0.05$, intra-sujeitos (tempo), Wilk's lambda=0.009, $F(8,11)=158.049$, $p<0.05$ e na interação entre o fator e o tempo não apresentou diferenças significativas, Wilk's lambda=0.190, $F(16,22)=1.782$, $p>0.05$. Em conclusão, tanto o tempo como os fatores influenciam as variáveis dependentes, exceto a interação do tempo com o fator.

- **Testes de apenas uma variável: Análise Intra-sujeitos/Dentro do grupo**

Nesta fase é estudado o efeito do tempo (análise intra-sujeitos) e da interação tempo*fator sobre cada variável, individualmente. Na tabela B.14 (Anexo B.4) são apresentados os resultados descriminados por variável dependente.

De igual modo como na análise estatística anterior, verifica-se a linha 'Esfericidade assumida' uma vez que esta condição é sempre satisfeita, como justificado anteriormente. Pode-se concluir que o tempo tem apenas um efeito estatisticamente significativo para as variáveis *Gama_AP*, $F(1,18)=38.276$, $p<0.05$, *RMS_AP*, $F(1,18)=239.991$, $p<0.05$ e *Amin_VV*, $F(1,18)=16.340$, $p<0.05$ e não significativo para *RMS_ML*, $F(1,18)=2.571$, $p>0.05$, *Dhor*, $F(1,18)=0.012$, $p>0.05$, *Amin_AP*, $F(1,18)=3.404$, $p>0.05$, *Amin_ML*, $F(1,18)=0.415$, $p>0.05$ e *RA_AP*, $F(1,18)=0.037$, $p>0.05$. Para conhecer de que forma o tempo influencia cada uma das variáveis, pode-se observar-se os gráficos de perfis de cada uma, apresentados de seguida. Para as 3 variáveis dependentes que são influenciadas pelo tempo verifica-se que, para todas há uma redução acentuada para os 3 DAs da primeira para a segunda fase de tempo.

Ainda na mesma tabela, na secção tempo*fator, verifica-se que para todas as variáveis dependentes do estudo não há diferenças estatisticamente significativas, *Gama_AP*, $F(2,18)=0.929$, $p>0.05$, *RMS_AP*, $F(2,18)=1.670$, $p>0.05$, *RMS_ML*, $F(2,18)=2.658$, $p>0.05$, *Dhor*, $F(2,18)=2.379$, $p>0.05$, *Amin_AP*, $F(2,18)=1.270$, $p>0.05$, *Amin_ML*, $F(2,18)=0.567$, $p>0.05$, *Amin_VV*, $F(2,18)=0.115$, $p>0.05$, *RA_AP*, $F(2,18)=0.039$, $p>0.05$. Como já foi men-

cionado, quando não há interação, as 3 retas, nos gráficos de perfis, apresentados em seguida, devem ser paralelas ou quase paralelas. Por observação do gráfico de perfil de cada variável, verifica-se que para todos os parâmetros há paralelismo ou quase paralelismo e, em alguns casos, como na *RMS_ML*, *Dhor*, *Amin_AP*, *Amin_ML*, duas retas são paralelas entre si, enquanto que a terceira não é paralela com nenhuma das duas. De qualquer modo, esta interação descrita não é significativa.

- **Testes de apenas uma variável: Análise Inter-sujeitos/Entre grupos**

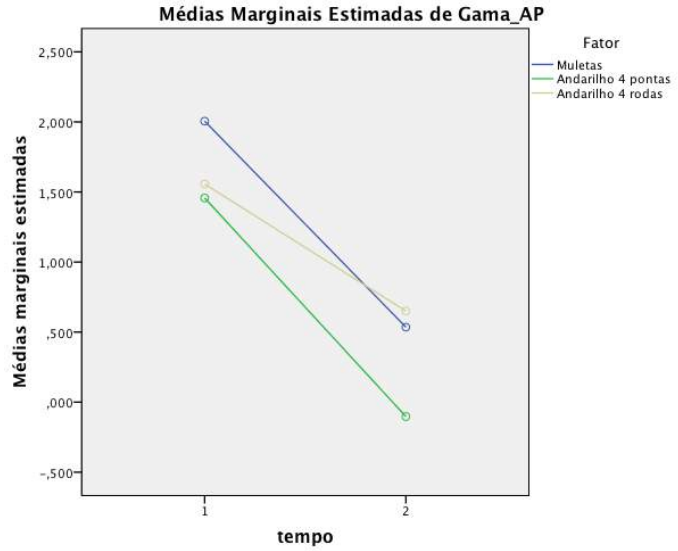
Por observação da tabela B.15 (Anexo B.4), verifica-se que o fator apenas tem um efeito estaticamente significativo para a *RMS_ML*, $F(2,18)=7.131, p<0.05$ e para as restantes o fator não tem influência, como a *Gama_AP*, $F(2,18)=2.408$, $p>0.05$, *RMS_AP*, $F(2,18)=0.803$, $p>0.05$, *Dhor*, $F(2,18)=2.618$, $p>0.05$, *Amin_AP*, $F(2,18)=1.140$, $p>0.05$, *Amin_ML*, $F(2,18)=0.083$, $p>0.05$, *Amin_VV*, $F(2,18)=0.146$, $p>0.05$ e *RA_AP*, $F(2,18)=1.393$, $p>0.05$.

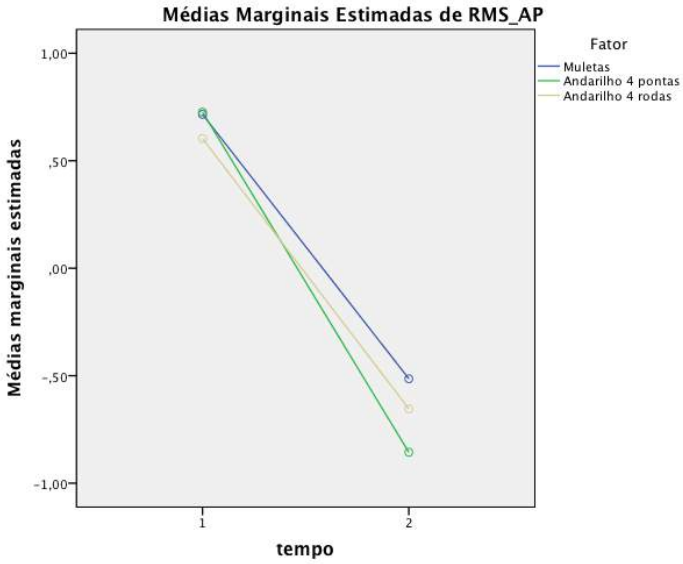
- **Teste *Tukey post hoc***

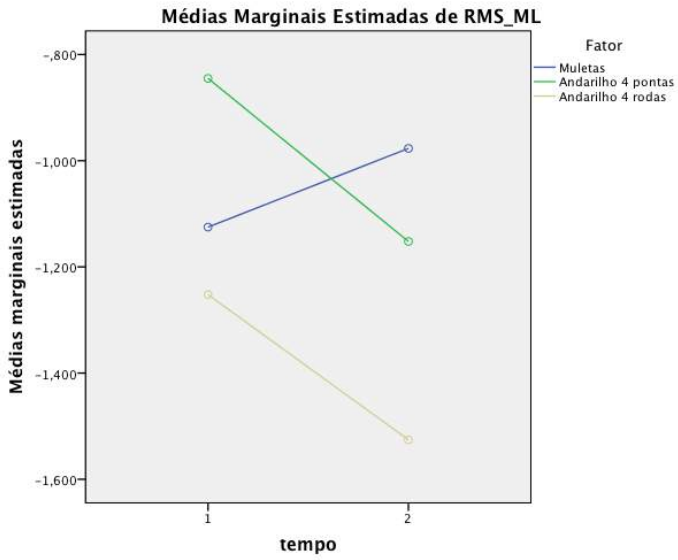
Na tabela B.16 (Anexo B.4) são apresentados os resultados obtidos pela realização do teste *Tukey post hoc*, para identificação das combinações de DAs que apresentam diferenças significativas. Essas diferenças são identificadas por asteriscos (*) e pelo valor apresentado na coluna '*Sig.*' ($p<0.05$).

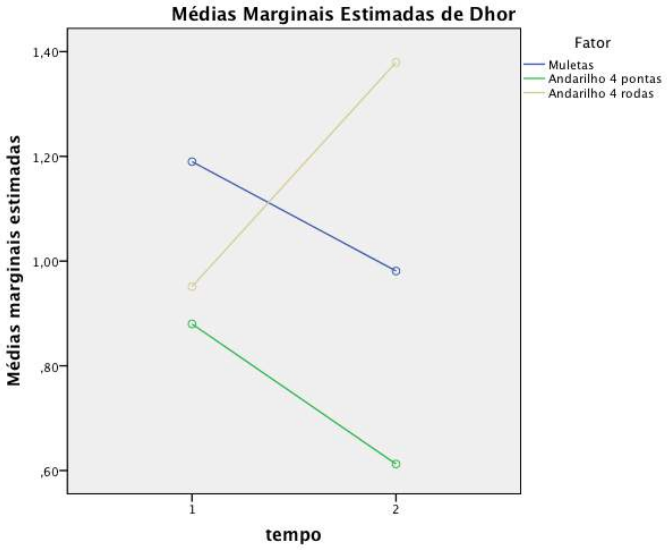
Para todas as variáveis não foi identificada nenhuma diferença estatisticamente significativa, entre as combinações de DAs, à exceção da variável dependente *RMS_ML*. Para esta variável, o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços apresenta diferenças significativas relativamente aos 2 DAs e ambas as diferenças são negativas, ou seja, a amplitude do andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços é inferior comparativamente à dos outros DAs. Este resultado vai de encontro ao obtido da influência do fator sobre as variáveis dependentes, uma vez que a *RMS_ML* é a única variável onde são identificadas diferenças entre os DAs.

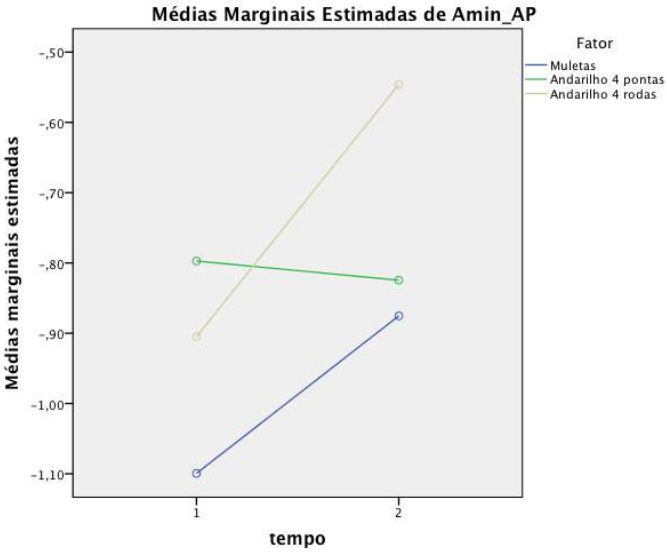
- **Gráficos de Perfis**

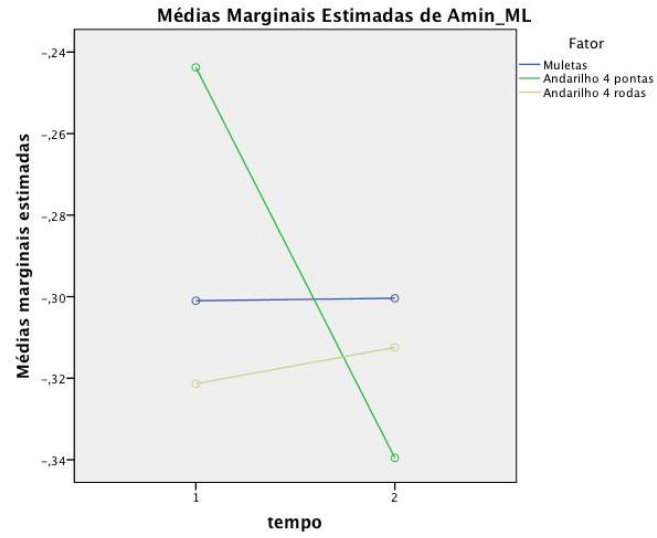

Médias Marginais Estimadas de Gama_AP
Médias marginais estimadas
2,500
2,000
1,500
1,000
,500
,000
-,500
1
2
tempo
Fator
Muletas
Andarilho 4 pontas
Andarilho 4 rodas

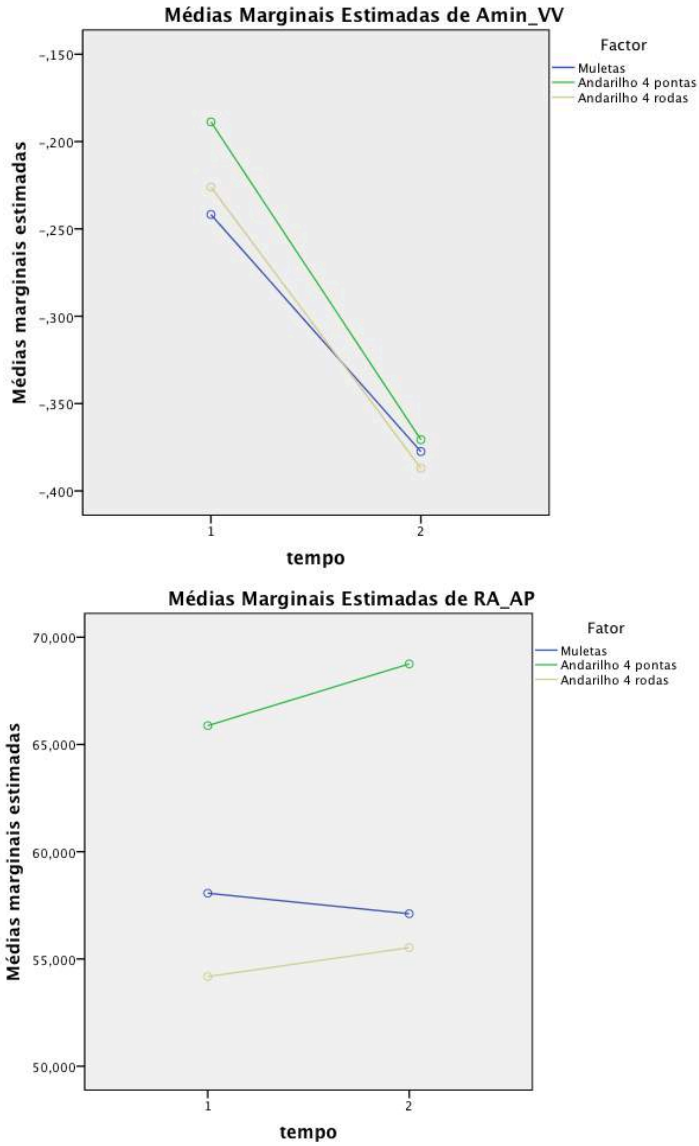

Médias Marginais Estimadas de RMS_AP
Médias marginais estimadas
1,00
,50
,00
-,50
-1,00
1
2
tempo
Fator
Muletas
Andarilho 4 pontas
Andarilho 4 rodas


Médias Marginais Estimadas de RMS_ML
Médias marginais estimadas
-,800
-1,000
-1,200
-1,400
-1,600
1
2
tempo
Fator
Muletas
Andarilho 4 pontas
Andarilho 4 rodas


Médias Marginais Estimadas de Dhor
Médias marginais estimadas
1,40
1,20
1,00
,80
,60
1
2
tempo
Fator
Muletas
Andarilho 4 pontas
Andarilho 4 rodas


Médias Marginais Estimadas de Amin_AP
Médias marginais estimadas
-,50
-,60
-,70
-,80
-,90
-1,00
-1,10
1
2
tempo
Fator
Muletas
Andarilho 4 pontas
Andarilho 4 rodas


Médias Marginais Estimadas de Amin_ML
Médias marginais estimadas
-,24
-,26
-,28
-,30
-,32
-,34
1
2
tempo
Fator
Muletas
Andarilho 4 pontas
Andarilho 4 rodas



4.5.3. Estudo Estatístico (média e desvio-padrão)

Os dois estudos apresentados nesta secção, um para cada conjunto de parâmetros, foram realizados com os dados originais sem qualquer tipo de transformação. Para os parâmetros espácio-temporais determinou-se a média das medianas calculadas para cada parâmetro, por fase de tempo e por DA. Para os parâmetros relativos ao controlo postural, harmonia e estabilidade calculou-se a média das médias, de igual modo, por parâmetro, tempo e DA. Como indicado no nome desta secção, apenas se realizará uma análise em termos da média e do desvio-padrão dos parâmetros, para posterior comparação com os resultados obtidos pela *MANOVA*. Apesar de alguns parâmetros não serem utilizados na *MANOVA*, devido ao incumprimento de um dos pressupostos, esses parâmetros são considerados neste estudo - *Ga-*

ma_ML, *RA_ML* e *RA_VV* nas 2 fases de tempo (sinais do tronco), como indicado na secção 4.5.1.2.

4.5.3.1 Parâmetros espácio-temporais da marcha

Na Tabela 4.4 são apresentados os valores médios e o desvio-padrão para cada parâmetro, fase de tempo e DA.

De forma a simplificar a interpretação dos resultados, será efetuada uma análise por variável:

- *TPassada*

Para este parâmetro verificou-se que o DA que proporciona maior e menor tempo de passada para os 5 dias são as muletas e o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços, respetivamente. Para os 15 dias, os andarilhos de 4 pontas e 4 rodas com suporte de antebraços são os DAs associados a um maior e menor tempo, respetivamente. Para todos os DAs verifica-se uma diferença, neste caso, redução do tempo da passada dos 5 para os 15 dias. Para as duas fases de tempo, o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços é sempre o que apresenta menor tempo de passada.

- *TBalanço*

Para as duas fases de tempo, observa-se que o DA associado a um maior e menor tempo da fase de balanço é o andarilho de 4 pontas e o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços, respetivamente. Relativamente à percentagem desta fase no ciclo de marcha, verificou-se que apesar de o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços proporcionar o menor tempo de balanço, apresenta a maior percentagem, para as duas fases de tempo. Já para as menores percentagens, estão associadas às muletas e ao andarilho de 4 pontas, para os 5 e os 15 dias, respetivamente. É unânime para todos os DAs uma redução da média, dos 5 para os 15 dias, mas um aumento da percentagem do tempo da fase de balanço, num ciclo de marcha, à exceção do andarilho de 4 pontas.

Tabela 4.4 - Valores médios e desvio-padrão para cada parâmetro, fase de tempo e DA. Descriminação das variáveis por cada fase de tempo, primeira (5 dias) e segunda (15 dias). Entre parêntesis estão representados, para cada fase de tempo, a percentagem do ciclo de marcha para a fase de apoio e de balanço.

Parâmetros	Dispositivos de Assistência					
	Muletas		Andarilho 4 Pontas		Andarilho 4 Rodas com suporte de antebraços	
	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão

TPassada_5 [s]	3.5551	1.3857	3.2640	1.0931	2.0426	0.5647
TPassada_15 [s]	2.1473	0.6248	2.3700	0.7732	1.5512	0.5999
TBalanço_5 [s]	1.1527 (32.42%)	0.5701	1.1555 (35.40%)	0.5594	0.9482 (46.42%)	0.3850
TBalanço_15 [s]	0.7927 (36.92%)	0.2824	0.8201 (34.60%)	0.3431	0.7345 (47.35%)	0.2406
TApoio_5 [s]	2.7271 (67.58%)	2.0465	2.0920 (64.60%)	0.9909	1.1024 (53.58%)	0.4152
TApoio_15 [s]	1.1638 (63.08%)	0.3830	1.4765 (65.40%)	0.8441	0.8741 (52.65%)	0.4304
Velocidade_5 [m/s]	0.1688	0.1021	0.1276	0.0739	0.2204	0.0663
Velocidade_15 [m/s]	0.3965	0.1102	0.3024	0.1009	0.5307	0.2615
Cadência_5 [passo/min]	33.4658	11.6740	34.1705	10.3023	55.1317	17.5088
Cadência_15 [passo/min]	55.5212	10.8996	53.1495	11.0291	76.9085	19.6073
CPasso_5 [m]	0.2804	0.0743	0.2308	0.0864	0.2738	0.0750
CPasso_15 [m]	0.4224	0.0735	0.3437	0.0694	0.3978	0.0527

- *TApoio*

Dos 5 para os 15 dias, o andarilho de 4 pontas passou a ser o DA que proporciona maior tempo para este parâmetro, ao invés das muletas (5 dias). O que vai de encontro com a percentagem do tempo desta fase no ciclo de marcha, ou seja, para os 15 dias é o andarilho de 4 pontas que proporciona uma maior percentagem na fase de apoio, enquanto que aos 5 dias são as muletas. Em termos de menor tempo, para as duas fases de tempo mantêm-se o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços, o que está associado à menor percentagem de tempo nas duas fases. Também para este parâmetro se verifica que há uma redução da média entre as duas fases de tempo e para os 3 DAs. Já em relação à percentagem deste parâmetro no ciclo de marcha, verificou-se que apenas diminui dos 5 para os 15 dias para as muletas e para o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços.

- *Velocidade*

A maior e a menor *velocidade* está associada aos andarilhos de 4 rodas com suportes de antebraço e de 4 pontas para as duas fases de tempo, respetivamente. Para todos os DAs verificou-se que há aumento da média da *velocidade* dos 5 para os 15 dias.

- *Cadência*

Entre os 5 e os 15 dias, a maior *cadência* mantêm-se associado ao andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços, enquanto que a menor, para os 5 dias é providenciada pelas mu-

letas, enquanto que para os 15 é pelo andarilho de 4 pontas. De igual modo como na *velocidade*, há uma aumento das médias entre as duas fases de tempo, para todos os DAs.

- *CPasso*

O maior comprimento de passo está associado às muletas, enquanto que o menor ao andarilho de 4 pontas, mantendo-se para as duas fases. Também se verifica um aumento do comprimento de passo, para cada DA, dos 5 dias para os 15 dias.

De um modo geral, para os 5 dias, o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços proporciona a marcha mais rápida – maior velocidade, maior cadência, menor tempo da passada, menor tempo da fase de balanço e de apoio – à exceção do comprimento de passo, mas está próximo das muletas (maior *CPasso_5*). Os outros DAs estão associados a uma marcha mais lenta, exceto o *Cpasso_5* que apresenta maior amplitude para as muletas. Uma maior ou menor amplitude do comprimento de passo está associada a uma marcha mais rápida ou mais lenta, respetivamente.

Em relação aos 15 dias, mantêm-se o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços como o DA que proporciona uma marcha mais rápida, enquanto que o andarilho de 4 pontas está associada a uma marcha mais lenta.

Em termos do estudo da variabilidade, calculado pelo desvio-padrão, verificou-se que de um modo geral, para os 5 dias, uma maior variabilidade dos parâmetros está associada às muletas e a menor ao andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços. Enquanto que para os 15 dias, numa visão geral, a maior variabilidade está associada aos andarilho de 4 pontas (3 parâmetros) e a menor ao andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços.

Na Tabela 4.5, são apresentados os valores de referência utilizados para comparação com os resultados obtidos nesta avaliação dos parâmetros espácio-temporais. Os dados foram extraídos do estudo de (Hollman et al. 2011), mais especificamente de idosos saudáveis a caminhar em marcha livre.

Tabela 4.5 - Apresentação dos dados utilizados como referência, para comparação com os resultados obtidos. Dados extraídos de (Hollman et al. 2011).

Parâmetros Espácio-temporais	**Valores de referência**
TPassada [s]	1.08
TBalanço [s]	0.39
TApoio [s]	0.69
Velocidade [m/s]	1.16
Cadência [passos/min]	112

CPasso [m]	0.61

4.5.3.2 Parâmetros relativos ao controlo postural, harmonia e estabilidade da marcha.

Na Tabela 4.6 são apresentados os valores médios e o desvio-padrão para cada parâmetro, fase de tempo e DA.

De igual modo, como no caso anterior, a análise dos resultados será realizada por variável.

- *Gama_ML*

Verificou-se que dos 5 para os 15 dias, a maior gama na direção *ML* está associada às muletas e posteriormente ao andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços. Enquanto que a menor gama corresponde ao andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços, aos 5 dias, e aos 15 dias é o andarilho de 4 pontas. Adicionalmente, há uma redução da média para as muletas e para o andarilho de 4 pontas e um aumento da média para o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços, entre as duas fases de tempo.

- *Gama_AP*

Entre as duas fases de tempo, a maior gama na direção *AP*, está inicialmente associada às muletas e posteriormente ao andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços, enquanto que a menor gama mantêm-se correspondente ao andarilho de 4 pontas. De igual modo como no caso anterior, dos 5 para os 15 dias, há uma redução da média para as muletas e para o andarilho de 4 pontas e um aumento da média para o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços.

Tabela 4.6 - Valores médios e desvio-padrão para cada parâmetro, fase de tempo e DA. Descriminação das variáveis por cada fase de tempo, primeira (5 dias) e segunda (15 dias).

Parâmetros	Dispositivos de Assistência					
	Muletas		4 Pontas		4 rodas com suporte de antebraços	
	Media	Desvio-Padrão	Media	Desvio-Padrão	Media	Desvio-Padrão
Gama_ML_5 [m]	0.8643	0.2571	0.7413	0.2687	0.5397	0.1760
Gama_ML_15 [m]	0.4451	0.0926	0.4444	0.0804	0.9788	0.5401
Gama_AP_5 [m]	2.0052	0.8596	1.4570	0.5360	1.5567	0.9077

Gama_AP_15 [m]	1.8329	0.7752	1.0813	0.7279	2.3653	1.3687
RMS_AP_5 [m/s²]	0.7158	0.1619	0.7263	0.2516	0.6036	0.2137
RMS_AP_15 [m/s²]	0.6498	0.2708	0.4342	0.0885	0.5893	0.3432
RMS_ML_5 [m/s²]	0.3332	0.0809	0.4467	0.1372	0.2872	0.0299
RMS_ML_15 [m/s²]	0.4081	0.1810	0.3185	0.0437	0.2323	0.0893
Dhor_5 [m]	1.1899	0.4213	0.8799	0.3719	0.9513	0.6009
Dhor_15 [m]	0.9811	0.4303	0.6124	0.3845	1.3795	0.6649
Amin_ML_5 [m/s²]	-0.3010	0.1161	-0.2438	0.0745	-0.3214	0.1356
Amin_ML_15 [m/s²]	-0.3004	0.0669	-0.3395	0.2122	-0.3125	0.2417
Amin_VV_5 [m/s²]	-0.2418	0.1673	-0.1887	0.0746	-0.2260	0.0440
Amin_VV_15 [m/s²]	-0.3775	0.1380	-0.3707	0.1447	-0.3871	0.1380
Amin_AP_5 [m/s²]	-1.0994	0.6135	-0.7973	0.2560	-0.9049	0.4486
Amin_AP_15 [m/s²]	-0.8753	0.4133	-0.8245	0.2088	-0.5461	0.2088
RA_ML_5 [%]	52.5589	24.4756	69.1265	29.4734	61.0273	26.9184
RA_ML_15 [%]	64.8840	8.2821	61.5036	14.0604	64.1798	14.0149
RA_VV_5 [%]	47.7742	27.8138	58.0855	17.2757	60.8060	15.9174
RA_VV_15 [%]	44.8915	9.2243	53.0373	11.0188	46.3794	9.2243
RA_AP_5 [%]	58.0652	14.6043	65.8765	20.1532	54.1798	6.9197
RA_AP_15 [%]	57.1104	14.9462	68.7574	19.9075	55.5293	31.8929

- *RMS_AP*

Inicialmente, a maior amplitude está associada ao andarilho de 4 pontas enquanto que para os 15 dias são as muletas. Relativamente à menor amplitude para os 5 dias corresponde ao andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços enquanto que para os 15 dias é o andarilho de 4 pontas. Verificou-se, para todos os DAs uma redução da média, da primeira para a segunda fase.

- *RMS_ML*

Dos 5 para os 15 dias, a maior amplitude associada ao andarilho de 4 pontas muda para as muletas, enquanto a menor amplitude mantém-se associada com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços. Entre as duas fases de tempo verifica-se uma redução de amplitudes para os andarilhos de 4 pontas e 4 rodas com suporte de antebraços e um aumento para as muletas.

- *Dhor*

Numa primeira fase a maior e menor amplitudes estão associadas às muletas e ao andarilho de 4 pontas, respetivamente. Enquanto que para a segunda fase, a maior amplitude altera-se para o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços, enquanto que a menor mantêm-se com o andarilho de 4 pontas. Observa-se uma redução para as muletas e o andarilho de 4 pontas e um aumento para o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços, entre as duas fases de tempo.

- *Amin_ML*

A maior amplitude para este parâmetro para os 5 dias corresponde ao andarilho de 4 pontas, enquanto que aos 15 dias está associado às muletas. Em relação à menor amplitude, dos 5 para os 15 dias, muda do andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços para o de 4 pontas. Verifica-se uma redução de amplitudes para as muletas e para o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços e um aumento para o andarilho de 4 pontas, entre as duas fases.

- *Amin_VV*

Dos 5 para os 15 dias, a maior amplitude mantêm-se associada ao andarilho de 4 pontas, enquanto que a menor é mudada das muletas para o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços. É unânime para todos os DAs uma redução da amplitude, dos 5 para os 15 dias.

- *Amin_AP*

A menor gama mantêm-se associada às muletas, enquanto que a maior foi alterada do andarilho de 4 pontas para o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços, da primeira para a segunda fase. Para as muletas e o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços há um aumento da amplitude, enquanto que para o andarilho de 4 pontas há uma redução.

- *RA_ML*

Para os 5 dias, a maior amplitude está associada ao andarilho de 4 pontas, enquanto que a menor às muletas. Já para os 15 dias, as muletas proporcionam a maior amplitude e o andarilho de 4 pontas a menor. Há um aumento da média para as muletas e para o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços e uma redução para o andarilho de 4 pontas, entre as duas fases de tempo.

- *RA_VV*

A maior média deste parâmetro para os 5 dias está associada ao andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços, enquanto que para os 15 dias corresponde ao andarilho de 4

pontas. Já a menor média mantêm-se associada às muletas, para as duas fases de tempo. Para os 3 DAs há um aumento das médias, dos 5 para os 15 dias.

- *RA_AP*

Entre as duas fases de tempo, a maior amplitude mantêm-se associada ao andarilho de 4 pontas, enquanto que a menor ao andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços. Adicionalmente, observou-se um aumento das médias para os andarilhos de 4 pontas e 4 rodas com suporte de antebraços e uma redução para as muletas.

De uma forma geral, para os 5 dias as maiores e menores amplitudes estão associados ao andarilho de 4 pontas e de 4 rodas com suporte de antebraços, respetivamente. Enquanto que para os 15 dias, as maiores amplitudes correspondem ao andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços e as menores ao andarilho de 4 pontas.

Em relação à variabilidade, para a primeira fase de tempo, de uma forma geral, a maior variabilidade está associada ao andarilho de 4 pontas, enquanto que a menor ao de 4 rodas com suporte de antebraços. Já para os 15 dias, a maior e menor variabilidade estão associadas ao andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços e ao de 4 pontas, respetivamente.

Na

Tabela 4.7 são apresentados os resultados relativos a um estudo realizado com 8 jovens saudáveis, de forma a conseguir ter um base de comparação com os dados obtidos com os pacientes. Um vez que não foram encontrados valores de referência em marcha livre para comparar com os resultados obtidos, foram realizados testes com jovens saudáveis. Os testes com estes jovens consistiram em caminhar em linha reta um percurso de 9 m , em marcha livre, ao longo de um corredor na Universidade do Minho. Os participantes estavam equipados com os dois sensores inerciais, um ao nível do quadril e o outro no tornozelo.

Tabela 4.7 - Apresentação dos resultados (média e desvio-padrão) de 8 jovens saudáveis, para todos os parâmetros relativos ao controlo postural, harmonia e estabilidade da marcha.

Parâmetros	Média	Desvio-Padrão
Gama_ML [m]	0.4682	0.2184
Gama_AP [m]	0.4474	0.1952
RMS_AP [m/s^2]	0.3163	0.0528
RMS_ML [m/s^2]	0.2115	0.0040
Dhor [m]	0.3854	0.0002
Amin_AP [m/s^2]	-0.3049	0.0339

Amin_ML [m/s²]	-0.3084	0.0030
Amin_VV [m/s²]	-0.5169	0.0781
RA_AP [%]	61.5675	5.3815
RA_ML [%]	33.6625	22.8089
RA_VV [%]	27.2702	17.0570

4.5.4. Avaliação Observacional

Nesta secção são apresentados os resultados relativamente à avaliação observacional, realizada para todos os pacientes (11), para as 2 fases de tempo e para os 3 DAs considerados no estudo. Esta avaliação foi conseguida pela análise das gravações de vídeos para cada teste. Nas tabelas - Tabela 4.8 e Tabela 4.9 - são apresentados por condições e DAs, o número de pacientes que satisfazem ou não cada uma das condições, para a primeira e segunda fases de tempo, respetivamente. Adicionalmente às tabelas, também são apresentados tipos de compensação efetuadas e comentários realizados pelos pacientes. As condições avaliadas são as seguintes:

- Se o pé de avanço é o do lado onde ocorreu a cirurgia do joelho;
- Se há atraso ou não na marcha;
- Número de pontos do padrão de marcha desenvolvido;
- Se o movimento é *swing-to/through*;
- Se há passos de compensação ou não e em caso afirmativo, quantos passos;
- Se há tropeções ao longo de marcha e em caso afirmativo, quantos ocorrem;
- Se os paciente ao longo do percurso estão/ficam cansados;
- Se há paragens ao longo do percurso e se houver quantas;

Primeira fase de tempo (5 dias)

Tabela 4.8 - Apresentação dos resultados da avaliação observacional para os 11 pacientes na primeira fase de tempo.

Condições/Dispositivos	Muletas		Andarilho 4 pontas		Andarilho 4 rodas com suporte de antebraços	
	Sim	Não	Sim	Não	Sim	Não
Pé de avanço corresponde ao lado da cirurgia no joelho	10	1	10	1	11	0
Atraso na marcha	10	1	11	0	0	11
Número de pontos	**3:** 10 **4:** 1		**5:** 11		-	
Swing-to/through	**to:** 9 **Ambos:** 2		-	-	-	-
N° de passos de Compensação	**2:** 1 **3:** 1 **4:** 3	6	**1:** 1 **2:** 1	9	0	11

N° de Tropeções	0	11	0	11	0	11
Cansaço	2	8	4	7	0	11
N° de Paragens	**1:** 2 **5:** 1	8	**1:** 3 **3:** 1	7	0	11

Tipos de compensação e dificuldades assistidas durante a marcha destes pacientes (primeira fase de tempo):

- Dificuldade no avanço da perna, no qual o joelho não foi operado: quando a perna do lado da operação se encontra na fase de apoio, apresenta uma marcha a coxear. Assiste-se essa dificuldade nas muletas para 8 pacientes e para cada andarilho (4 pontas e 4 rodas com suporte de antebraços) para 6 pacientes;
- Na sua maioria, a menor dificuldade estava associada ao andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços e a maior às muletas;
- Disposição do andarilho de 4 pontas: normal – 6 pacientes, afastado – 3 pacientes e próximo do tronco – 2 pacientes;
- Movimento contínuo com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços: 6 pacientes;
- Movimento não contínuo (com paragens) com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços: 1 paciente;
- Dificuldade na coordenação dos pés com o Andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços: 2 pacientes;
- Dificuldade na utilização das muletas: 3 pacientes;

Comentários realizados pelos pacientes sobre o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços (primeira fase de tempo):

- 'Anda mais rápido': 1 paciente;
- 'Sensação de segurança': 4 pacientes;
- 'Mais confortável e melhor que os outros 2 DAs': 2 pacientes;
- 'Não sente tanta dor na perna':1 paciente;

Por observação da Tabela 4.8, verificou-se que o pé de avanço corresponde ao lado onde ocorreu a cirurgia no joelho, à exceção de 2 casos: 1 para as muletas e outro para o andarilho de 4 pontas.

O atraso na marcha está presente para todos os pacientes, quando se deslocam com as muletas e com o andarilho de 4 pontas, à exceção de 1 paciente, para os dois DAs. Já para o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços não se assiste a nenhum atraso na marcha.

Para as muletas, a maioria dos pacientes (10) apresentam uma marcha de 3 pontos, à exceção de 1 paciente, apresentando uma marcha de 4 pontos. Quanto ao andarilho de 4 pontas, todos os pacientes apresentam uma marcha de 5 pontos. O movimento com as muletas é, maioritariamente, *swing-to*, apesar de existirem 2 casos onde o paciente recorre os dois tipos de movimento.

Não se verificam passos de compensação para o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços, sendo as muletas os dispositivos que provocaram, a estes pacientes, a realização de mais passos de compensação.

Não se assistiu a nenhum tropeção para nenhum DA. Já o cansaço que os pacientes apresentaram durante ou após a marcha foi mais evidente durante o percurso com o andarilho de 4 pontas, sendo que com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços, os pacientes nunca se queixaram. O que vai de encontro com o número de paragens, onde com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços os pacientes nunca tiveram que parar, enquanto que o andarilho de 4 pontas, 4 pessoas pararam e para as muletas 3 pessoas efetuaram paragens.

Segunda fase de tempo (15 dias)

Tabela 4.9 - Apresentação dos resultados da avaliação observacional para os 11 pacientes na segunda fase de tempo.

Condições/Dispositivos	Muletas		And. 4 pontas		And. 4 rodas com suporte de antebraços	
	Sim	Não	Sim	Não	Sim	Não
Pé de avanço corresponde ao lado da cirurgia no joelho	11	0	11	0	11	0
Atraso na marcha	10	1	9	1	0	11
Número de pontos	**3:** 11		**5:**11		-	
Swing-to/through	***to:*** 7 ***through:*** 1 Ambos:3		-	-	-	-
N° de passos de Compensação	0	11	**1:**1	10	0	11
N° de Tropeções	0	11	0	11	0	11
Cansaço	0	11	0	11	0	11

N° de Paragens	0	11	0	11	0	11

Tipos de compensação e dificuldades assistidas durante a marcha destes pacientes (segunda fase de tempo):

Andarilho de 4 pontas:

- Dispositivo afastado do utilizador:3 pacientes;
- Dispositivo a uma distância normal: 8 pacientes;
- Dispositivo constantemente 'no ar': 2 pacientes;
- Muita carga aplicada sobre o dispositivo:1 pacientes;

Andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços:

- Movimento contínuo: 10 pacientes;
- Dificuldade na coordenação dos pés com o DA: 1 paciente;
- Com dificuldade no avanço da perna do lado oposto à operação, para todos os DAs:1 paciente;

Comentários realizados pelos pacientes (segunda fase de tempo):

Andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços:

- 'Sente-se bem e anda melhor': 1 paciente;

Para todos os DAs:

- 'Nenhuma dificuldade ao caminhar': 2 pacientes;

Por análise da Tabela 4.9, verifica-se que para todos os DAs, o pé de avanço corresponde ao lado onde ocorreu a cirurgia no joelho. Em relação ao atraso, há 1 paciente que não apresenta atraso na marcha com as muletas, 2 pacientes para o andarilho de 4 pontas e todos os pacientes para o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços. Para os restantes pacientes, há atraso na marcha. A marcha desenvolvida com as muletas é de 3 pontos para todos os pacientes, onde 7 pacientes apresentam um movimento *swing-to*, 1 paciente apresenta *swing-through* e os 3 restantes ambos os movimentos. Para as outras condições e para todos os DAs, os pacientes não apresentam passos de compensação (exceto 1 paciente para o andarilho de 4 pontas), tropeções, cansaço e paragens.

4.6. Discussão

4.6.1. Parâmetros espácio-temporais da marcha

Como já foi mencionado, uma dos objetivos deste trabalho passava pela verificação e validação da identificação dos eventos de marcha durante a marcha assistida com os DAs utilizados no estudo. Por observação das

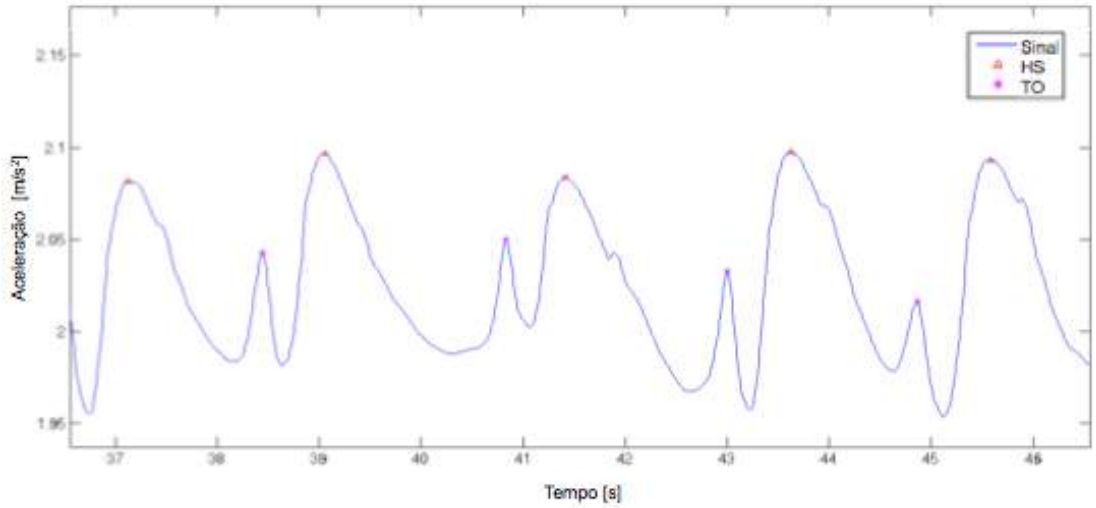


Figura 4.3, Figura 4.4 e Figura 4.5, verifica-se que para todas são identificados os dois eventos de marcha pretendidos - *HS* (*Heel Strike* ou momento de apoio do calcanhar no solo) e o *TO* (*Toe-Off* ou remoção dos dedos dos pés do solo). Os sinais utilizados para verificar esta deteção correspondem a um dos pacientes incluídos no estudo e na primeira fase, onde estes apresentam uma marcha mais debilitada. Com isto, pretende-se concluir que, mesmo nas condições em que os pacientes se encontram, é possível identificar os eventos de marcha. Pode-se ainda comparar estes sinais com marcha livre, apresentados na secção 3.5.1, resultantes do autor (Lee et al. 2010) na Figura 3.5 e da implementação do algoritmo desenvolvido neste trabalho (Figura 3.6). É visível a semelhança entre os sinais, que seguem a mesma morfologia, incluindo os dois picos por ciclo de marcha. Assim, verifica-se e valida-se a deteção dos eventos de marcha referidos durante a marcha assistida com muletas, andarilho de 4 pontas e de 4 rodas com suporte de antebraços, que permitem, posteriormente, o cálculo de outros parâmetros.

Com o estudo referente aos efeitos do tempo sobre as variáveis dependentes (parâmetros espácio-temporais), apresentados na Tabela B.8 (Anexo B.3), verificou-se que para todas as variáveis, o tempo apresentava uma influência estatisticamente significativa. Este resultado indica que uma variável apresenta resultados diferentes consoante a fase de tempo em que se apresenta. Com esta observação, consegue-se aferir, de uma forma simplista, se essa diferen-

ça significativa entre as duas fases de tempo, está associada a uma progressão ou regressão durante a fase de recuperação destes pacientes. De modo a conseguir realizar essa análise, procedeu-se à comparação dos resultados obtidos, pela observação dos gráficos de perfis (secção 4.5.2.1) para cada variável, com os dados originais (Tabela 4.4). Relativamente aos gráficos de perfis, verificou-se que da primeira fase de tempo para a segunda, há um aumento do *TBalanço*, *cadência* e *CPasso* e uma redução para a *TPassada*, *TApoio* e *velocidade*. Em contrapartida, nos dados originais, há um aumento para a *velocidade*, *cadência* e *CPasso* e uma redução para o *TPassada*, *TBalanço* e *TApoio*. Estes dois resultados diferem para o *TBalanço* e para a *velocidade*. Esta diferença é devido à aplicação de transformadas logarítmicas naturais sobre estas variáveis, sendo que apenas para estes dois casos é que se obteve resultados diferentes, para as restantes variáveis o comportamento original prevaleceu. Assim, por comparação com dados de referência, apresentados na Tabela 4.5, idosos saudáveis em marcha livre, verificou-se que a redução do *TBalanço*, *TApoio* e *TPassada* e o aumento da *velocidade*, *cadência* e *CPasso* estão na direção correta na progressão/melhoria da recuperação destes pacientes, aproximando-se dos valores de referência, apresentados na Tabela 4.5 (Hollman et al. 2011).

Em relação ao estudo do efeito do fator (DAs) sobre as variáveis dependentes, verificou-se (Tabela B.9, Anexo B.3) que para todas variáveis, à exceção do *TBalanço* e *CPasso*, que o fator tem um efeito significativo. Esta significância dos resultados possibilita a distinção entre os DAs para cada variável. Quanto às variáveis não significativas, como o *CPasso*, pode-se observar no gráfico de perfil (secção 4.5.2.1) que as 3 retas, referentes aos 3 DAs, estão próximas, indicando proximidade de resultados entre os 3 DAs. Esta conclusão também é visível na (Tabela 4.4), independentemente do efeito do tempo sobre a variável, comparando entre DAs, verifica-se que os valores apresentados são próximos. Tal conclusão também foi conseguida no estudo (Tereso et al. 2014), onde se conclui que este parâmetro (*CPasso*) era preservado entre os diferentes DAs, impossibilitando a distinção entre os dispositivos. Relativamente ao T*Balanço*, também não se verificam diferenças estaticamente significativas entre DAs. Por observação do gráfico de perfil (secção 4.5.2.1) a reta referente às muletas e ao andarilho de 4 pontas são quase coincidentes, enquanto que a reta do andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços está ligeiramente afastada, não sendo uma distância suficiente para a distinção entre DAs. Na Tabela 4.4, os valores médios, para as duas fases de tempo, são mais próximos entre as muletas e o andarilho de 4 pontas, do que com o andarilho de 4 rodas com su-

porte de antebraços, o que vai de encontro com a análise do gráfico de perfil. De igual modo como no *CPasso*, pode-se concluir que este parâmetro é preservado entre os DAs. Em termos das restantes variáveis, no qual o fator tem um efeito significativo, verificou-se, por observação dos gráficos de perfis (secção 4.5.2.1) que para o *TPassada*, *TApoio* e *cadência*, as 3 retas, correspondentes aos 3 DAs, encontram-se bastante afastadas entre si, essencialmente o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços em relação aos outros dois. Já para a *velocidade*, as 3 retas estão, aproximadamente, afastadas à mesma distância. Na prática, o facto de o fator ter uma influência significativa sobre as variáveis, indica que há possibilidade de descriminar os DAs para uma variável. Esta distinção pode ser devido ao tipo de marcha que é incutida ao paciente, isto é, antes da realização dos testes, o terapeuta ensina a forma mais adequada de caminhar com cada DA. Em relação às muletas, o paciente aprende uma marcha atrasada de 3 pontos, segundo a classificação apresentada na secção 2.2.2, onde a perna de avanço corresponde ao lado do joelho lesado (Smidt & Mommens 1980). Para o andarilho de 4 pontas, o paciente primeiramente avança com o dispositivo, colocando-o à sua frente, e depois é que avança com o corpo. Já com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços, o movimento é contínuo, distanciando-se dos outros tipos de marcha. Acredita-se que o tipo de marcha que o paciente apresentou, para cada DA, tenha sido determinante para a distinção entre os DAs para cada parâmetro.

Quanto à interação do tempo com o fator, verificou-se apenas que a *velocidade* apresentava diferenças estatisticamente significativas (Tabela B.8, Anexo B.3). Esta interação é visível no gráfico de perfil (secção 4.5.2.1), uma vez que não há paralelismo entre as retas e há uma maior distinção entre os DAs na segunda fase de tempo do que na primeira, isto é, há um maior afastamento das retas na segunda fase do que na primeira. Por comparação, observaram-se os valores médios da velocidade para as 2 fases de tempo e para cada DA, apresentados na Tabela 4.4. Verificou-se que entre a primeira (3 a 5 dias) e a segunda fase (15 dias) há um aumento superior ao dobro da velocidade, sendo que o maior aumento corresponde ao andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços (reta mais à direita no gráfico de perfil). O facto da inclinação das retas, no gráfico de perfil, ser negativo e não positivo, como seria de esperar, uma vez que há um aumento da *velocidade* da primeira para a segunda fase, é devido à aplicação de uma transformada logarítmica natural sobre o parâmetro – *Velocidade_15*. Este resultado faz sentido na medida em que há de facto uma diferença dos valores médios

da velocidade por DAs e entre as duas fases de tempo. Daí que estas diferenças sejam significativas e que o tempo interaja com o fator.

Indo de encontro com os objetivos deste estudo, por forma a avaliar que tipo de compensação funcional os dispositivos produzem nos pacientes pós-cirúrgicos do joelho, considera-se que houve compensação funcional caso os parâmetros não sejam significativos na interação do tempo com o fator. Dado que a *velocidade* apresenta diferenças significativas na interação, leva-nos a considerar que este parâmetro não é significativamente influenciado pelos dispositivos em termos de compensação funcional. Ou seja, a função de compensação funcional não foi eficiente em termos de *velocidade*. No entanto, os restantes parâmetros, por não apresentarem diferenças estaticamente significativas nesta interação, demonstram que houve eficiência na ajuda dos pacientes pelos dispositivos no que diz respeito a esses mesmos parâmetros.

Neste estudo são analisadas duas fases de recuperação pós-cirurgica. Obviamente que é esperada uma melhoria dos resultados da primeira para a segunda fase, mas se o DA fornecer o devido suporte, as diferenças entre as duas fases de tempo serão menores. Assim, para averiguar se há uma maior ou menor diferença entre os dois tempos e descriminando entre DAs, observou-se o gráfico de perfil (secção 4.5.2.1) para cada variável, com o $p>0.05$ na interação tempo*fator. Assim, através do declive das retas para cada DA, consegue-se aferir sobre as diferenças entre as duas fases, mais especificamente, quanto menor o declive da reta, menor a diferença entre as duas fases de tempo. Logo, o DA associado ao menor declive, acredita-se que está a providenciar as devidas compensações à pessoa na primeira fase, pois levou a uma proximidade entre os resultados das duas fases. Para o *TPassada*, *TBalanço* e *TApoio* verifica-se que o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços apresenta o menor declive e os menores valores, estando mais próximos dos valores normais, 1.08 s, 0.39 s e 0.69 s, respetivamente (Hollman et al. 2011), valores de referência apresentados na Tabela 4.5. Os maiores declives e valores estão associados aos outros DAs. Para o *CPasso*, o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços está associado ao menor declive mas não proporciona o comprimento de passo mais próximo do normal, para esta faixa etária (0.61 m). Apesar de este parâmetro apresentar valores próximos entre os 3 DAs, o que se mais aproxima do valor de referência são as muletas, o que pode ser devido ao facto de estes pacientes, durante a fase de recuperação utilizarem somente as muletas. Relativamente à *cadência*, contrariamente às restantes variáveis, o DA com menor declive é o andarilho de 4 pontas. Apesar de apresentar o menor declive, ou seja, a menor diferença entre as duas fases de tempo, o valor

de *cadência* obtido por este DA está bastante afastado do normal (112 passos/min), valor de referência apresentado na Tabela 4.5. Este afastamento significa que o andarilho de 4 pontas está a limitar o aumento da *cadência*, porque mesmo para a segunda fase, onde os pacientes são já estão numa fase de recuperação superior, o valor está muito afastado do saudável. Sendo que, para este parâmetro, o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços é o que mais se aproxima do valor saudável, apesar de não apresentar o menor declive da reta, está bastante próximo. Apesar da *velocidade* ter apresentado interação do tempo com o fator, verificou-se no gráfico de perfil, que o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços corresponde à reta de menor declive e tem os valores mais próximos do normal (1.16 m/s), valor de referência apresentado na Tabela 4.5. Em conclusão, para todas as variáveis, exceto para a *cadência*, o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços está associado à reta de menor declive, logo, às menores diferenças ou maiores semelhanças entre as duas fases de tempo. Uma vez que na primeira fase os pacientes estão muito debilitados e, mesmo assim, conseguem caminhar com os DAs obtendo resultados semelhantes após 15 dias de recuperação, significa que este andarilho na primeira fase providenciou o devido apoio e suporte ao paciente.

Como mencionado anteriormente, o teste *Tukey post hoc,* permite aferir sobre a existência de diferenças significativas entre combinações de DAs, para cada variável dependente, isto é, indica se as variáveis conseguem ou não descriminar entre DAs. Após a análise da Tabela B.10 (Anexo B.3), verificou-se que para as variáveis *TBalanço* e *CPasso* não há diferenças significativas entre nenhuma combinação de DA, o que vai de encontro aos resultados obtidos da influência do fator sobre as variáveis, sendo que foram exatamente as mesmas no qual o fator não tinha um efeito significativo, pela justificação apresentada anteriormente. Com este teste, consegue-se concluir que para as restantes variáveis foram encontradas combinações significativas entre os andarilhos de 4 rodas com suporte de antebraço e 4 pontas. Este resultado pode ser devido às diferenças entre as marchas apresentadas pelos pacientes para cada DA, uma vez que um providencia um movimento contínuo, enquanto que o outro exige constantemente a paragem para conseguir avançar. Adicionalmente, para as variáveis *TPassada*, *TApoio* e *cadência* o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços também é significativamente distinto das muletas, possivelmente devido à marcha desenvolvida. Inesperadamente, para a *velocidade* não é identificado uma diferença significativa entre o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços e as muletas. Este resultado pode ser devido ao facto de que du-

rante a fase de recuperação os pacientes utilizam apenas as muletas, conseguindo, com a prática, adquirir uma *velocidade* considerável, reduzindo o afastamento relativamente ao andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços. É de realçar que não foi identificada nenhuma diferença significativa, para nenhuma variável dependente, na combinação entre as muletas e o andarilho de 4 pontas, possivelmente devido à proximidade dos padrões de marcha adquiridos para cada dispositivo e os quais se distanciam do andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços. Esta conclusão vai de encontro com os resultados obtidos do estudo do efeito do fator sobre as variáveis, sendo significativo para todas as variáveis exceto para o *TBalanço* e o *CPasso* e as maiores diferenças entre os DAs, observadas nos gráficos de perfis, eram entre as muletas e o andarilho de 4 pontas, relativamente ao andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços. Assim, todas as variáveis, à exceção do *TBalanço* e *CPasso*, conseguem descriminar entre DAs, na generalidade entre o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços com o de 4 pontas e as muletas.

Como referido anteriormente, para todos os DAs, o *TPassada*, *TApoio* e *TBalanço* apresenta uma redução da média da primeira para a segunda fase. Mais especificamente, o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços (tabela 4.4.) é o DA que proporciona uma marcha que mais se aproxima dos valores de referência, 1.08 s, 0.69 s e 0.39 s, respetivamente, valores de referência apresentados na tabela 4.5. Esta redução das médias para os 3 parâmetros é devido ao movimento contínuo que este dispositivo proporciona (Tereso et al. 2014). Como se sabe, durante um ciclo de marcha, 60% do ciclo corresponde à fase de apoio e os restantes 40% à fase de balanço.

Como se pode observar na tabela 4.4, estão representados para as duas fases de tempo, a percentagem correspondente a cada fase do ciclo de marcha. Para as duas fases de tempo, o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços corresponde ao DA com maior percentagem na fase de balanço e menor na fase de apoio. O facto de proporcionar uma maior percentagem na fase de balanço, comparativamente com os outros DAs, pode ser explicado pela existência dos suportes de antebraços, que providenciam maior suporte e, consequentemente, causa menos dor ao pacientes, quando colocam o peso sobre a articulação afetada, permitindo o desenvolvimento de uma marcha mais natural (Tereso et al. 2014). Apesar de apresentar a maior percentagem na fase de balanço, corresponde ao DA com menor média para este parâmetro. Sabe-se que uma marcha insegura e de uma pessoa com medo de cair, traduz-se num aumento do tempo de fase de apoio (Kloos et al. 2012). Como referido, o andarilho de 4

rodas com suporte de antebraços, para além de apresentar o menor valor médio, comparativamente com os restantes DAs, apresenta a menor percentagem da fase de apoio. Assim, significa que este dispositivo oferece um excelente suporte e estabilidade ao paciente, aumentando a sensação de segurança, comparativamente com os restantes DAs.

A menor percentagem da fase de balanço e a maior fase de apoio, para os 5 dias está associada às muletas e para os 15 ao andarilho de 4 pontas. Estes DAs revelam características de uma marcha lenta e com menor segurança para o utilizador. Considerando as limitações que os pacientes apresentam aos 5 dias, a marcha lenta com as muletas não tem muito impacto. De qualquer modo, aos 15 dias após a cirurgia, uma vez que os pacientes estão notoriamente melhores, o andarilho de 4 pontas está a limitar o desenvolvimento de uma marcha natural destes pacientes. Por outro lado, para a primeira e segunda fases de tempo, as muletas e o andarilho de 4 pontas apresentam, respetivamente, maior tempo na fase de apoio, comparativamente com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços, o que é positivo porque a pessoa está durante mais tempo com a perna, do lado do joelho lesado, no chão.

Em termos de *velocidade* e de *cadência*, o andarilho de 4 pontas proporciona a marcha mais lenta e isto pode ser devido ao deslocamento com o dispositivo, porque o paciente tem que parar, elevar o DA, colocá-lo à sua frente e mover-se para a frente, adquirindo uma marcha não natural. Por outro lado, o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços está associado aos valores mais elevados para estes dois parâmetros (*velocidade* e *cadência*), logo é o que mais se aproxima dos valores normais, apresentados na tabela 4.5 (Hollman et al. 2011). Esta proximidade pode ser justificada pelo movimento contínuo que o paciente adquire ao deslocar-se com o DA.

Em relação ao *CPasso*, os valores estão muito próximos entre os DAs, mas de qualquer forma o DA que mais se aproxima do normal são as muletas, talvez porque a fase de recuperação destes pacientes foi realizada com muletas. Sabe-se que a variabilidade é um indicador do risco de queda, mais propriamente, um aumento da variabilidade, aumenta o risco de queda (Kloos et al. 2012; Hausdorff et al. 2001). De uma forma geral, uma maior variabilidade está associada aos parâmetros da primeira fase de tempo, o que pode ser devido ao facto de que estas pacientes apresentam uma marcha muito mais debilitada na primeira fase do que na segunda (Senden et al. 2011). Tanto para a primeira como para a segunda fases de tempo, de um modo geral, uma maior e menor variabilidade está associada ao andarilho de 4 pontas e de 4 rodas com suporte de antebraços, respetivamente. Esta análise permite concluir

que o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços providencia uma melhor estabilidade ao paciente, comparativamente com os restantes DAs, sendo que o andarilho de 4 pontas confere menor estabilidade.

4.6.2. Parâmetros relativos ao controlo postural, harmonia e estabilidade da marcha

Com o estudo do efeito do tempo sobre as variáveis dependentes (Tabela B.14, Anexo B.4), verificou-se que apenas as variáveis *Gama_AP*, *RMS_AP* e *Amin_VV* apresentaram diferenças estatisticamente significativas. Na prática, indica que estas variáveis podem ser descriminadas consoante a fase de tempo em que estejam. As restantes variáveis não são significativas, isto é, as diferenças da variável entre as duas fases de tempo, não foram suficientes para que permitisse a sua distinção. De igual modo, como na análise anterior, este estudo permite aferir se com a evolução do tempo houve uma progressão ou regressão na recuperação do paciente. Sabe-se que, quanto menor a *Gama*, *RMS* e o *Dhor*, menor o risco de queda e quanto maior a *Amin* e o *RA*, maior a estabilidade e harmonia da marcha (Doheny et al. 2012; Iosa et al. 2012). Posto isto, procedeu-se à avaliação da evolução ao longo do tempo para todas as variáveis. Em relação à variável *Gama_AP*, pelo gráfico de perfil desta variável apresentado na secção 4.5.2.2, verifica-se que há uma redução da primeira para a segunda fase de tempo, para os 3 DAs. Este resultado não está de acordo com os dados da tabela 4.6, uma vez que na tabela há um aumento entre as duas 2 fases de tempo para 2 DAs e uma redução para o terceiro DA. Esta diferença entre resultados, deve-se ao facto de ter sido aplicada uma transformada logarítmica natural sobre a variável original, para que a variável seguisse uma distribuição normal. Esta transformação provocou a alteração referida, mas no geral, assiste-se a uma evolução positiva do paciente neste eixo. Quanto à *RMS_AP*, apesar de também ter sido aplicada uma transformada, o sinal foi preservado e assistiu-se a uma redução entre as duas fases, o que indica novamente uma redução do risco de queda, logo uma melhoria dos pacientes. Em relação à *Amin_VV*, verifica-se uma redução (sinal mais negativo) da amplitude da primeira para a segunda fase de tempo, tanto no gráfico de perfil, como na tabela 4.6, o que significa que há uma redução da estabilidade na marcha no eixo vertical. Para a *RMS_ML* e *Dhor* verifica-se uma redução para 2 DAs e aumento para o terceiro, o que vai de encontro com os dados da tabela 4.6 e, no geral, traduz-se numa redução do risco de queda. Para *Amin_AP* há um aumento no geral, logo há um aumento da estabilidade neste

eixo, já para *Amin_ML* verifica-se o oposto. Por fim, para a variável *RA_AP*, observa-se no gráfico de perfil um ligeiro aumento para dois DAs e redução para o terceiro. Concluindo que no geral, há um aumento da harmonia da marcha. Para finalizar, pode-se concluir, de uma forma genérica, que com o avanço do tempo, houve uma melhoria na recuperação destes pacientes, apresentando-se mais estáveis e harmónicos e sendo reduzida a probabilidade de queda, tal como seria de esperar.

Por análise da Tabela B.15 (Anexos B.4) verificou-se que apenas uma variável apresentava influência sobre o efeito do fator – *RMS_ML* – isto é, é possível que se consiga descriminar o DA utilizado consoante o valor apresentado pela variável. Isto é visível no gráfico de perfil da variável (secção 4.5.2.2) onde as 3 retas, referentes aos 3 DAs, encontram-se afastadas entre si e com diferentes declives. Sendo que o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços é o mais afastado dos restantes e apresenta os valores mais baixos, enquanto que o andarilho de 4 pontas e as muletas apresentam os valores mais elevados. Algumas das restantes variáveis, não significativas, apresentam uma disposição e declives semelhantes com esta variável, mas não o suficiente para que fossem consideradas como significativas. De um modo geral, para todas as variáveis, à exceção do *RMS_ML*, denota-se que para a mesma variável, não há grandes diferenças entre DAs. De qualquer modo, esta análise será realizada em maior detalhe posteriormente, através dos resultados do estudo apresentado na tabela 4.6.

Relativamente aos resultados da interação do tempo com o fator, na tabela B.14, verificou-se que para nenhuma variável há uma influência significativa. Pode-se observar nos gráficos de perfis (secção 4.5.2.2) que embora havendo interações, ou seja, não há paralelismo entre as retas, estas interações não são significativas. De igual modo como nos parâmetros espácio-temporais, será realizada uma análise considerando os pacientes da segunda fase como mais próximos de um padrão saudável, uma vez que já apresentam grandes melhorias, comparativamente à primeira fase. De qualquer forma, não podem ser considerados como saudáveis, uma vez que ainda apresentam ligeiros problemas de estabilidade. Como visto anteriormente, prevê-se que haja uma melhoria com o avanço do tempo, mas se os DAs estiverem a providenciar o devido apoio ao paciente, as diferenças entre as duas fases serão menores.

Para determinar qual o DA que proporciona as menores diferenças, será observado o gráfico de perfil de cada variável. Após esta análise, verificou-se que para todas as variáveis, à exceção da *Gama_AP* e *Amin_AP*, o DA que proporciona as menores diferenças entre as duas fases de tempo eram as muletas. Já para a *Gama_AP* e a *Amin_AP* são os andarilhos de 4

rodas com suporte de antebraços e de 4 pontas, respetivamente. Sabe-se que da primeira para a segunda fase há uma evolução notória dos pacientes, mas em termos de parâmetros do controlo postural, essa evolução traduz-se numa redução da *Gama*, *RMS* e *Dhor* e um aumento da *Amin* e *RA*. Como tal, após a observação dos gráficos de perfis, verificou-se que não houve, para nenhuma variável, correspondência entre os DA associados ao menor declive e com o mesmo que providencia uma marcha mais estável e com maior harmonia. De um modo geral, a conclusão a que se chega é que, as muletas não proporcionam a devida estabilidade ao paciente e o facto de ter apresentado a menor diferença entre as duas fases de tempo, pode ser devido ao facto de estes pacientes durante a sua fase de reabilitação apenas utilizarem este DA, tornando-se uma questão de hábito e treino. Daí que a postura seja pouco alterada da primeira para a segunda fase. E, uma vez que há uma evidente melhoria dos pacientes de uma fase para a outra, isto pode ser indicativo de que as muletas estejam a limitar uma correta evolução dos pacientes. De entre todas as variáveis e DAs, o DA que de uma maneira geral providencia uma maior estabilidade é o andarilho de 4 pontas.

Com a realização do teste *Tukey post hoc* (tabela B.16), verificou-se, como seria de esperar, que apenas há diferenças estaticamente significativas entre as combinações de DAs para a variável que também é afetada pelo fator (DAs) – *RMS_ML* (Tabela B.15, Anexos B.4). Por observação da tabela do teste *Tukey*, verifica-se que o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços apresenta diferenças significativas relativamente aos outros dois DAs e não foram encontradas diferenças entre as muletas e o andarilho de 4 pontas. Este resultado, como na análise anterior, indica que os padrões de marcha adquiridos com as muletas e o andarilho de 4 pontas são semelhantes e ambos significativamente distintos do padrão de marcha com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços.

Por fim, a última análise será sobre o estudo estatístico, onde os resultados se encontram na Tabela 4.6. Como foi referido, para este estudo foram incluídos todos os parâmetros, mesmo os que não seguiam uma distribuição normal (Análise exploratória). Sabe-se que quanto maiores as gamas de aceleração para uma dada direção, maior o risco de queda (Huisinga et al. 2011; Doheny et al. 2012).

Para os 5 dias (primeira fase), verificou-se que o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços proporcionava a marcha mais estável, com menor gama de amplitude na direção *ML (Gama_ML_5)*, ou seja, menor oscilação, enquanto que as muletas providenciavam a maior gama, o que vai de encontro aos resultados (Tereso et al. 2014). Relativamente aos 15 dias,

seria de esperar uma redução deste parâmetro *ML (Gama_ML_15)*, para todos os DAs, uma vez que se assistiu a uma enorme progressão no paciente, mas verificou-se que apenas há uma redução para as muletas e para o andarilho de 4 pontas, já para o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços há um aumento. O andarilho de 4 pontas apresenta um valor médio bastante próximo das muletas, conferindo maior estabilidade, ocorrendo o oposto para o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços. Por comparação com os valores de referência (Tabela 4.7), verifica-se que os DAs que mais se aproximam (menores valores) e se afastam (maiores valores) do valor de referência (0.4682 m) são os indicados, à exceção para os 15 dias, mas a diferença é mínima.

Em relação à *Gama_AP*, aos 5 dias, as muletas apresentam os valores mais elevados e o andarilho de 4 pontas os mais baixos, conferindo maior estabilidade ao paciente. Para os 15 dias, o andarilho de 4 pontas proporciona a menor *Gama_AP*, enquanto que o de 4 rodas com suporte de antebraços providencia a maior gama na direção *AP*. Em relação ao andarilho de 4 pontas, uma vez que o paciente aos 15 dias não precisa de se apoiar no dispositivo, para suportar o peso corporal, a sua postura ao longo da marcha mantêm-se ereta. Este tipo de postura, traduz-se numa redução das amplitudes tanto na direção *AP* como na *ML*. Já no caso do andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços, devido à presença de suportes de antebraço, os quais conferem um maior apoio ao utilizador, o paciente para se mover precisa de inclinar o tronco para a frente, apoiando os braços nos suportes. Esta inclinação do tronco, provoca uma maior oscilação na direção *AP* (maior *Gama_AP*) e também na direção *ML* (maior *Gama_ML*).

A presença dos suportes de antebraços introduzem a inclinação do tronco referida e, por sua vez, esta inclinação adiciona uma função de suporte de peso aos membros superiores, de modo a que a tensão muscular sobre o quadril seja reduzida. Assim, é espectável um aumento do movimento lateral do quadril durante a marcha assistida com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços, uma vez que há um relaxamento do quadril quando a pessoa está suportada. Em relação ao valor de referência (0.4474 m, Tabela 4.7), apesar da amplitude das gamas ser bastante superior ao de referência, os DAs mais próximos e mais afastados, para cada fase, foram validados.

Quanto aos parâmetros de *RMS* da aceleração do quadril, sabe-se que têm uma relação exponencial com o aumento da velocidade da marcha (Menz et al. 2003b). A reduzida amplitude do sinal de aceleração pode ser devido ao facto de este estudo ser realizado com idosos,

logo, apresentam uma marcha mais vagarosa e também pela implementação de uma estratégia de compensação, isto é, a adoção de uma padrão de marcha mais conservado, para reduzir a probabilidade de caírem (Menz et al. 2003a). De qualquer modo, apesar de serem acelerações de baixa amplitude, consegue-se descriminar entre DAs, o qual providencia uma marcha mais ou menos estável. Assim, para o *RMS_AP*, aos 5 dias o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços proporciona uma maior estabilidade ao paciente e o de 4 pontas a menor estabilidade, enquanto que para os 15 dias são o andarilho de 4 pontas e as muletas que facultam uma maior e menor estabilidade, respetivamente. Estes resultados estão de acordo por comparação com o valor de referência (0.3163 m/s^2, Tabela 4.7).

Relativamente à *RMS_ML*, as menores amplitudes mantêm-se associadas ao andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços e as maiores entre o andarilho de 4 pontas e as muletas. Tal como nos caso anteriores, o valor de referência (0.2115 m/s^2, Tabela 4.7) valida estes resultados. Relativamente ao *Dhor*, o menor deslocamento mantêm-se associado ao andarilho de 4 pontas, o que pode ser devido à postura ereta do paciente, não oscilando o tronco. Já as maiores oscilações, para os 5 dias correspondem às muletas e para os 15 dias ao andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços. Este resultado vai de encontro com o facto de este DA também ser responsável por uma maior gama de oscilação na direção *AP* e *ML*. Isto confirma que, com este andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços, há um maior deslocamento do CM, logo, maior risco de queda. A mesma conclusão retira-se por comparação com o valor de referência (0.3854 m/s^2, Tabela 4.7). Ainda relativamente à estabilidade, os parâmetros de *Amin* para os 5 dias, as maiores amplitudes (mais positivas) estão associadas ao andarilho de 4 pontas e as menores (mais negativas) para duas direções (*VV* e *AP*) às muletas e uma direção (*ML*) para o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços. Enquanto que para os 15 dias, cada direção está associada a uma DA diferente. Em conclusão, o andarilho de 4 pontas é o DA que proporciona maior estabilidade para os pacientes mais debilitados, ou seja, na primeira fase. Por comparação com os valores de referência, verificou-se para duas situações (*Amin_ML_5* e *Amin_VV_5*) que os valores mais positivos não correspondiam aos mais próximos dos valores normais. Mas por comparação entre os DAs, nas duas condições mencionadas, nos resultados apresentados na tabela 4.6, verifica-se que a diferença entre os dispositivos não é significativa.

Quanto ao último parâmetro – *RA* – sabe-se que quanto mais próximo de 100%, menor a assimetria na desaceleração. Na prática, não há nenhum DA que proporcione uma marcha

100% simétrica, o que mais se aproxima, de uma forma geral, para as 2 fases de tempo é o andarilho de 4 pontas.

Concluindo, verificou-se que para os 5 dias o andarilho de 4 pontas proporciona, de um modo geral, uma grande estabilidade e harmonia da marcha, reduzindo o risco de queda para os pacientes que nesta fase de tempo apresentam uma marcha muito debilitada. Ainda nesta fase, o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços confere grande estabilidade, enquanto as muletas não apresentam nenhum resultado a favor de uma redução do risco de queda, mas sim do aumento. Já para os 15 dias, o andarilho de 4 pontas proporciona a maior estabilidade e harmonia da marcha, comparativamente aos restantes DAs. Possivelmente, este resultado é devido à postura ereta que o paciente apresenta, não havendo grande oscilação do tronco em nenhuma direção e, uma vez que, o paciente neste fase apresenta um maior equilíbrio, menor será a oscilação do tronco. O andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços e as muletas são responsáveis por uma menor estabilidade. Os dados de referência para estes parâmetros, apresentam amplitudes muito reduzidas, comparativamente com os do estudo estatístico, à exceção do *RA_AP*. Para este último parâmetro verificou-se que os valores obtidos no estudo estatístico, de uma forma geral, apresentavam maiores amplitudes (menor assimetrias), comparativamente com os valores de referência. Desta forma, é obtido um resultado contraditório, entre os dados de referência e as conclusões de (Iosa et al. 2012), sendo necessário uma maior dedicação em trabalho futuro.

O andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços aos 5 dias proporciona uma grande estabilidade e apoio ao paciente, o qual é devido ao estado muito debilitado do paciente, não conseguindo caminhar de forma independente e exigindo um grande suporte. Este dispositivo consegue providenciar o devido apoio ao paciente, possivelmente pela presença do suporte de antebraços, que confere mais estabilidade ao utilizador. Em relação aos 15 dias, este DA providencia uma marcha mais instável, comparativamente ao andarilho de 4 pontas. O que se pode concluir, relativamente a esta redução de estabilidade dos 5 para os 15 dias para este DA, é que os pacientes já não exigem tanto apoio na segunda fase e, portanto, seria positiva a utilização deste DA apenas numa fase inicial da reabilitação.

O facto de os pacientes não se suportarem tanto no andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços na segunda fase de tempo, significa que o peso imposto sobre o DA também é menor, isto leva a um aumento da oscilação do tronco. Dado que o movimento é continuo e mais rápido, a oscilação vai ser superior do que com os outros DAs. Por um lado, este resul-

tado já seria de esperar, uma vez que este dispositivo tem maior probabilidade de deslizar do utilizador, enquanto que as muletas e o andarilho de 4 pontas fixam-se bem no chão, suportando o peso. Por isso, para os pacientes com um grau de instabilidade considerável este não será o melhor dispositivo. Apesar de apresentar os suportes de antebraço, que conferem uma maior suporte, como se confirmou com os resultados aos 5 dias, é crucial um certo cuidado na prescrição deste DA.

Em termos da diferença com o andarilho de 4 pontas, sabe-se que este DA é o que proporciona maior equilíbrio ao utilizador, por apresentar uma base firme e estável, ao invés de rodas, e a postura do utilizador ser ereta e não inclinada para a frente. Relativamente às muletas, para os 5 dias apresentam os piores resultados, sendo o DA que confere menos estabilidade e para os 15 dias também, juntamente com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços.

Como analisado, o andarilho de 4 pontas é bom para conferir estabilidade ao paciente, no entanto, o de 4 rodas com suporte de antebraços, é o que permite uma maior aproximação com uma marcha natural, no geral.

4.6.3. Avaliação Observacional

Os resultados relativos à avaliação observacional são apresentados na secção 4.5.4. Por comparação entre as duas tabelas (4.8 e 4.9), referentes a cada fase de tempo, verificou-se que para os 3 DAs, os pacientes apresentam como pé de avanço o correspondente ao lado onde ocorreu a cirurgia no joelho, sendo esta a indicação dada pelo terapeuta ao paciente. Na primeira fase, apenas para dois casos é que não se assistiu a este tipo de marcha, o que poderá ter sido devido a uma dificuldade de coordenação por parte do paciente ou então provocada devido à dor. Relativamente ao atraso na marcha com as muletas, há apenas uma pessoa, nas duas fases de tempo, que não apresenta atraso na marcha, isto é, que realiza o movimento em simultâneo do DA e do pé de avanço. No andarilho de 4 pontas, na primeira fase não se assistiu a nenhum atraso, enquanto que para a segunda surgiram dois pacientes. Novamente, há um movimento em simultâneo do DA com o pé de avanço. Os casos em que não há atraso na marcha, são indicativos de um maior equilíbrio por parte do paciente e, como seria de esperar, assiste-se a mais casos desses na segunda fase, devido à evolução do paciente. Por outro lado, para o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços, para nenhuma das fases há um atraso na marcha, porque o movimento com este DA é contínuo.

De uma forma geral, a marcha com as muletas corresponde a uma marcha atrasada de 3 pontos, enquanto que com o andarilho de 4 pontos é desenvolvida uma marcha atrasada de 5 pontos. Verificou-se que, da primeira para a segunda fase, há uma melhoria evidente de um paciente, o qual inicialmente apresentava uma marcha mais vagarosa de 4 pontos e progrediu para 3 pontos. Da primeira para a segunda fase, assiste-se a uma ligeira redução do movimento *swing-to* para os pacientes com as muletas, com o aumento do número de pacientes que apresentam os dois tipos de movimento e do surgimento de um caso só com movimento *swing-through*. A maior manifestação deste último movimento é representativa de um maior equilíbrio e força dos pacientes. Entre as duas fases de tempo, assiste-se a uma redução do número de passos de compensação, essencialmente nas muletas. Esta redução, pode ser devido à redução da dor e, consequentemente, da dificuldade de caminhar.

Já para o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços, para nenhuma das fases, se assiste a um passo de compensação. Para nenhum DA, nas duas fases de tempo não há tropeções, validando a escolha dos pacientes efetuada e as condições em que os testes foram realizados, garantindo a estabilidade do paciente. Em termos de cansaço demonstrando pelos pacientes, verifica-se que há uma maior exaustão na primeira fase com o andarilho de 4 pontas e, seguidamente, com as muletas.

Em contrapartida, com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços os pacientes nunca revelaram cansaço.

Para a segunda fase, nenhum DA cansa o paciente, durante os testes. Portanto, pode-se concluir que a causa da exaustão verificada na primeira fase, deve-se à dificuldade de caminhar destes pacientes, tanto de forma independente como com DA. O facto do andarilho de 4 pontas provocar cansaço num maior número de pessoas, comparativamente com as muletas, pode ser devido ao tipo de movimento que a pessoa tem que exercer para o seu deslocamento com o DA. Como seria de esperar, uma vez que se assiste a um maior cansaço para os pacientes com o andarilho de 4 pontas e de seguida com as muletas, logo, estes DAs também estão associados a uma maior número de paragens ao longo do teste. De qualquer forma, as paragens aconteceram numa minoria dos pacientes avaliados. Já para a segunda fase não há nenhuma paragem para nenhum DA, sendo que com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços também não existiu nenhuma na primeira fase, revelando a sua facilidade de condução.

Relativamente aos tipos de compensação ao longo da marcha, para a maioria dos pacientes, na primeira fase assiste-se a uma grande dificuldade em caminhar quando a perna do lado do joelho lesado está na fase de apoio. Esta dificuldade é devido ao suporte de peso corporal nessa instante sobre o lado lesado, traduzindo-se numa maior carga e, consequentemente, maior dor sobre o joelho, adquirindo uma marcha mais lenta e a coxear. De qualquer forma, pelo que foi visualizado, as pessoas apresentavam uma menor dificuldade em caminhar, ao longo do teste, com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços do que os outros DAs. Na segunda fase de tempo, apenas um paciente apresenta o mesmo tipo de compensação.

Outro tipo de compensação, consistiu na disposição do andarilho de pontas, relativamente ao paciente. Na primeira fase há 6 pacientes que apresentam uma distância anormal com o DA, enquanto que na segunda, existem apenas 3. Este afastamento ou aproximação em demasia, pode ser o causador dos passos de compensação ao longo da marcha, como modo de ajuste. Na primeira fase de tempo, 6 pacientes apresentam um movimento contínuo com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços, o que é bastante positivo, considerando as condições dos pacientes após 5 dias da cirurgia. Apenas 2 pacientes manifestaram dificuldades de coordenação com este DA, que poderá ter sido devido à falta de prática de condução do dispositivo ou então foi uma dificuldade originada pela dor. De qualquer modo, na segunda fase verificou-se que a maioria dos pacientes apresentam um movimento contínuo com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços e apenas 1 apresenta dificuldades na coordenação. Portanto, uma vez que para esta fase de tempo os pacientes já não demonstram grandes dificuldades ao caminhar e dor, a descoordenação só pode ser devido à falta de prática com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços.

Em relação aos comentários realizados pelos pacientes, estes indicaram que se sentiam seguros com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços, sendo mais fácil de conduzir e melhor do que os restantes.

De uma forma geral, o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços permitiu um movimento contínuo e uma marcha mais rápida, comparativamente com os outros DAs. Tal está de acordo com as análise quantitativas realizadas anteriormente. Este DA providencia um ótimo suporte e uma fácil condução aos pacientes, sendo mais visível na primeira fase de tempo. Nesta fase, os pacientes apresentam grandes limitações e mesmo assim são capazes de caminhar de um modo contínuo e mais rápido do que com os outros DAs, sem nenhuma pa-

ragem ou passos de compensação e sem cansaço associado. Para todos os DAs, assiste-se a uma melhoria da primeira para a segunda fase, devido ao notório progresso destes pacientes entre as duas fases.

4.7.Conclusão

Tal como mencionado por (Debi et al. 2009; Debi et al. 2011), com a realização deste estudo confirmou-se que de facto os parâmetros espácio-temporais ajudam na avaliação da severidade da doença. Estes parâmetros permitiram revelar que houve uma progressão na recuperação dos pacientes entre as duas fases de tempo. Conclui-se que há uma diferença entre os parâmetros consoante o dispositivo utilizado, essencialmente, entre o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços e os restantes. Esta divergência entre os DAs pode ser devida ao tipo de marcha apresentado por cada dispositivo.

De uma forma geral, verificou-se que o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços providencia o devido suporte e apoio na primeira fase de tempo, porque mesmo em condições debilitadas, os pacientes conseguem caminhar com a assistência do dispositivo. Aliado ao suporte, este DA proporciona um movimento contínuo, uma marcha mais rápida e com menor variabilidade. Contrariamente, o andarilho de 4 pontas provoca uma marcha mais lenta, limita o aumento da cadência entre as duas fases de tempo e, ainda, proporciona uma marcha com uma maior variabilidade.

Através dos parâmetros extraídos do tronco, conclui-se que, no geral há uma redução do risco de queda, aumento da estabilidade e harmonia da marcha entre as duas fases, verificando-se, uma vez mais, uma progressão dos pacientes. Genericamente, para a primeira e segunda fases de tempo, o andarilho de 4 pontas proporcionou a uma marcha com as melhores condições para os pacientes. Apenas para os 5 dias, o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços apresenta bons resultados no sentido de garantir a estabilidade do paciente. Em relação às muletas, pensa-se que este DA está a limitar a correta progressão do paciente, apesar de ser o dispositivo escolhido para a recuperação destes pacientes.

Pela avaliação observacional, também é visível a evolução dos pacientes entre as duas fases de tempo. O andarilho de 4 pontas provoca um maior cansaço e, consequentemente, um maior número de paragens durante a realização dos testes, o que vai de encontro com a marcha lenta obtida com este DA, nos parâmetros espácio-temporais. As muletas também provo-

cam uma grande exaustão ao paciente, traduzindo num maior número de passos de compensação. Já com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços, os pacientes não revelam fadiga, sem paragens ao longo do teste, apresentam um movimento contínuo e têm uma maior facilidade em conduzir o DA. Os mesmo resultados foram obtidos com os parâmetros espácio-temporais, sendo que estes pacientes apresentam uma marcha mais rápida com este DA.

Por comparação dos resultados obtidos com a especulação realizada, apresentada na secção 4.3, verificou-se que de facto, o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços apresenta a maior velocidade de marcha, logo, menor carga aplicada sobre os membros inferiores, menor esforço para manobrar o dispositivo, traduzindo-se numa melhoria da mobilidade. Em termos de equilíbrio, como foi referido, o andarilho de 4 pontas confere uma maior estabilidade aos pacientes, mas ao mesmo tempo uma marcha mais lenta. Tal como se previa, o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços provoca alterações na postura do utilizador, que precisam de ser estudadas com maior detalhe.

Para finalizar, o estudo realizado com os pacientes diagnosticados com Osteoartrose no joelho, permitiu concluir que é possível avaliar a evolução do paciente de uma forma objetiva, através de sistemas sensoriais portáteis e de baixo custo.

Capítulo 5 – Estudo e deteção de diferentes estados durante a marcha assistida com o andarilho: Máquina de Estados

5.1.Objetivo

Neste capítulo será apresentado o sistema sensorial desenvolvido para avaliação da segurança e deteção de diversos estados de uma pessoa durante a marcha assistida com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços. Pretende-se extrair padrões e comportamentos do utilizador ao longo da marcha, caracterizando-os em 5 estados diferentes, relativos ao peso aplicado sobre o andarilho, instabilidade do quadril ao longo da marcha, viragem com o andarilho, quedas para a frente e para trás e distância do utilizador ao andarilho. Como foi referido, procedeu-se ao desenvolvimento de um sistema sensorial, capaz de avaliar os diversos estados apresentados, composto por sensores de força, infravermelho e inerciais que serão descritos nas subseções seguintes. Por fim, o desenvolvimento desta máquina de estados culmina com a aquisição e processamento em tempo real dos sinais sensoriais para uma avaliação do estado do utilizador, igualmente, em tempo real.

Este estudo encontra-se inserido num projeto com aplicabilidade futura, onde se pretende que consoante o estado detetado, seja aplicada uma determinada ação sobre o andarilho. As-

sim sendo, cada estado irá fornecer informação suficiente para que o andarilho possa tomar uma decisão. Na situação da queda para a frente, o andarilho pode ser utilizado para suportar a queda, pois a deteção deste estado pode bloquear o movimento do andarilho. No entanto, na situação de deteção de queda para trás, esta apenas tem um caráter informativo para o terapeuta, pois não existe segurança traseira que impeça a pessoa de cair para trás. Apesar disso, ao detetar este estado, o andarilho é automaticamente bloqueado. No caso da distância do utilizador ao andarilho, quando esta é reduzida, o andarilho deve acelerar e quando a distância é maior, este deve desacelerar, de forma a estabelecer a distância normal da pessoa ao dispositivo. Em termos da instabilidade do quadril, também surge como caráter informativo para o terapeuta, uma vez que o utilizador apresenta uma oscilação exagerada do quadril. O terapeuta poderá assim usar esta informação objetiva para por exemplo alterar a altura do andarilho ou tomar uma ação sobre o andarilho. A informação relativa ao peso aplicado sobre o andarilho, reporta a necessidade de suporte do utilizador no dispositivo. Por fim, a deteção de curvas pode ser útil, por exemplo, para manter a velocidade do andarilho constante ao longo da curva, para que o dispositivo não se afaste ou se aproxime demasiado. De um modo geral, a deteção dos estados permite ajustar e adaptar o comportamento do andarilho a diferentes necessidades do seu utilizador durante a terapia, e providenciar informação relevante e com interesse clínico ao terapeuta.

5.2. Descrição do material utilizado

Considerando a finalidade deste estudo, foi necessário incluir vários componentes sensoriais e eletrónicos. Assim, em termos de material necessário, resume-se a,

- Componente *Arduino* (Placa *Arduino Mega* 2560, *Interface Processing* e *Software Arduino*);
- 2 sensores de força dispostos no suporte de antebraço do andarilho. O sensor utilizado é apresentado na Figura 5.1;

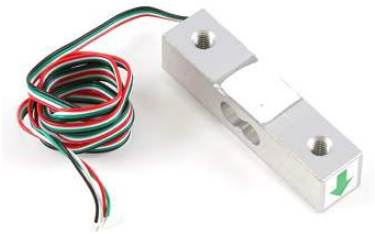


Figura 5.1 - Sensor de força (3135 Micro Células de Carga (0-50Kg), referência CZL635) utilizado no sistema sensorial (Phidgets Inc. 2012).

- 1 sensor infravermelho colocado no centro do andarilho. O sensor é apresentado na Figura 5.2.



Figura 5.2 - Sensor infravermelho (*Sharp* GP2Y0A21YK) utilizado no sistema sensorial (Pololu 2001).

- 2 sensores inerciais: um ao nível do quadril e o outro do tornozelo. Estes sensores são diferentes dos apresentados na secção 3.5, uma vez que para este estudo é necessário uma sincronização entre todos os sensores (inerciais, força e infravermelho), ou seja, a integração de todos os sensores na mesma placa *Arduino* para uma aquisição, processamento e deteção dos diferentes estados em modo sincronizado e em tempo real. Com a utilização dos sensores apresentados na secção 3.5, esta sincronização entre todos os componentes não seria possível, porque estes sensores requerem equipamento extra, impossibilitando a integração na mesma placa *Arduino*. Assim, são utilizados os sensores inerciais apresentados na Figura 5.3.



Figura 5.3 - Sensor inercial (*InvenSense* MPU-6050, GY-521) utilizado no sistema sensorial (Arduino 2014).

- Andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços do grupo de investigação ASBG, apresentado na Figura 5.4.



Figura 5.4 - Andarilho ASBG de 4 rodas com suporte de antebraços utilizado para realização do estudo e disposição dos 2 sensores inerciais no utilizador (quadril e tornozelo). Representação do eixo de cada sensor inercial. (x: Medio-Lateral, y: Vertical, z: Anterior-Posterior).

5.3.Implementação Eletrónica

Para uma correta identificação dos estados considerados em estudo, os sinais provenientes dos sensores devem ser devidamente adquiridos, processados e analisados. Para tal, algumas considerações devem ser ponderadas para uma análise cuidada e rigorosa, como por exemplo, a implementação de circuitos de proteção para os sensores, filtragem dos sinais, flutuações dos sinais, entre outras. Assim, é imperativo a complementaridade entre uma implementação tanto de *hardware* como de *software*, de modo a conseguir obter os resultados esperados de um modo mais eficaz e satisfatório.

5.3.1. Componente de *Hardware*

Em termos de implementação de *hardware*, as ponderações incidiram-se sobre diversos componentes como, a fonte de alimentação, sensor infravermelho, sensores de força, sensores inerciais, placa *Arduino* (microcontrolador) e circuito de *LEDs*. Seguidamente, serão apresentadas, em detalhe, as considerações para cada um destes componentes.

- Fonte de Alimentação

A alimentação do circuito de instrumentação foi conseguida pela utilização de uma bateria de 12 V. Uma vez que para esta aplicação é requerida uma tensão de alimentação de 5 V, foi

necessário reduzir tensão proveniente da bateria para 5 V, para tal, recorreu-se à utilização de um regulador de tensão L7805. Este regulador é capaz de reduzir a tensão de entrada de 12 V, colocando à saída uma tensão de 5 V. Na

Figura 5.5 é apresentado o circuito implementado para a fonte de alimentação. Os condensadores apresentados na figura têm como finalidade a redução do ruído na tensão de entrada do circuito. Os condensadores *C1* e *C2* são recomendados na montagem pelo fabricante (*C1*=330 nF e *C2*=100 nF), enquanto que o *C3* (470 nF) foi colocado para melhorar a tensão à saída do regulador.

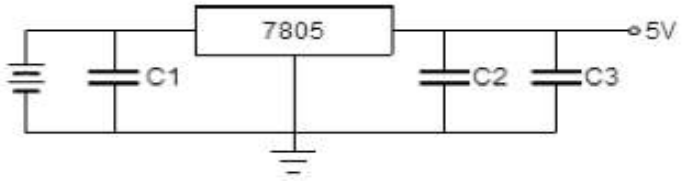
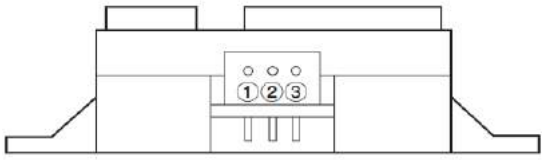


Figura 5.5 - Circuito de implementação da fonte de alimentação para os circuitos de instrumentação.

- Sensor Infravermelho

O sensor de infravermelho da *Sharp* foi implementado no centro do guiador, de frente para o utilizador, monitorizando a cada intervalo de tempo a distância deste ao andarilho. A função deste sensor consiste na deteção de quedas e avaliação da proximidade do tronco do utilizador ao andarilho. Na Figura 5.6 é apresentado o esquemático deste sensor. Como se pode observar, o sensor apresenta 3 ligações, a primeira corresponde à saída (V_o), ligação ao microcontrolador para envio dos valores de leitura (entrada analógica - canal 2), a segunda à massa (*GND*) e a terceira corresponde à tensão de alimentação (5 V – V_{cc}), estando acoplado um condensador de 10 nF.



PIN	SIGNAL NAME
①	V_O
②	GND
③	V_{CC}

Figura 5.6 - *Pinout* do sensor infravermelho GP2Y0A21YK da *Sharp* (Sharp 2005).

- Sensores de força

Os sensores de força utilizados para este estudo, apresentados na Figura 5.1, apresentam 4 fios, sendo o fio vermelho conectado a 5 V, o preto à massa (*GND*), o verde e branco correspondem à tensão de saída positiva e negativa do sensor, respetivamente. Na Figura 5.7 é apresentado um sensor de força colocado sobre o suporte de antebraço do andarilho e podem ser observados os 4 fios mencionados (preto, verde, branco e vermelho). A circunferência cinzenta, disposta sobre o sensor, tem como intuito permitir uma maior área de contacto entre o antebraço e o sensor, facilitando a medição.

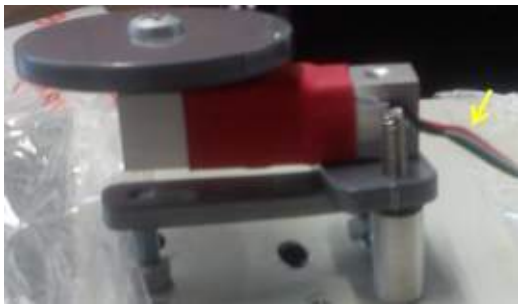


Figura 5.7 - Sensor de força colocado sobre o suporte de antebraço no andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços utilizado para o estudo. Indicação, por uma seta, dos 4 fios anteriormente referidos.

A saída deste sensor é um sinal elétrico de baixa amplitude, na ordem dos mV e, uma vez que este sensor será conectado ao microcontrolador, o sinal deverá ser devidamente amplificado para que possa ser lido na entrada analógica do *Arduino*. Assim, deve ser utilizado um componente capaz de amplificar o sinal original na ordem dos mV para V. Para esse fim, foi utilizado um amplificador de instrumentação – *INA125* – pois este componente apresenta uma elevada precisão na amplificação, uma tensão de referência precisa, simplicidade na alteração do ganho, apresenta um baixo consumo, uma implementação simples e é recomendado para este tipo de sensores (Instrument 1998). Na Figura 5.8 é apresentado o esquemático da conexão entre o sensor de força e o *INA125P*.

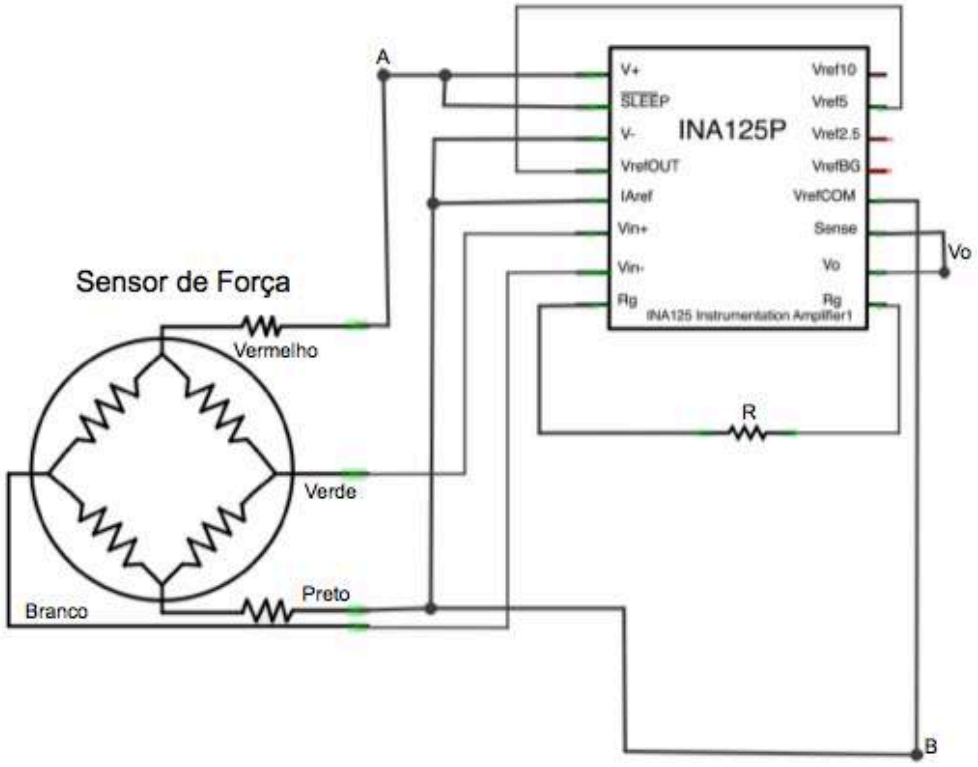


Figura 5.8 - Esquemático representativo da conexão entre o sensor de força e o I*NA125P* utilizada neste estudo.

O ponto A e B representados são referentes às tensões de alimentação, 5 V e 0 V, respetivamente. O ponto *Vo* corresponde à saída do amplificador de instrumentação, ou seja, o sinal do sensor amplificado, e *R* à resistência responsável pela atribuição do ganho ao amplificador. Como se pode observar na Figura 5.8, o pino 1 (*V+*) e 2 estão conectados ao ponto A, ou seja, 5 V, porque o pino 1 corresponde à tensão de alimentação positiva e o pino 2 ao pino *SLEEP*. Este pino (pino 2) quando conectado a 0 V providencia um melhor desempenho ao amplificador e, uma vez que é a negação de SLEEP, é conectado a 5 V para obter o desejado (0 V). Os pinos 3 (*V-*), 5 (*IAref*) e 12 (*VrefCOM*) são conectados ao ponto B, ou seja, à massa (0V). O pino *V-* corresponde à tensão de alimentação negativa, já a tensão aplicada no pino *IAref* provoca o deslocamento da linha de base do sinal original e como para esta aplicação esse deslocamento não é preciso, este pino é colocado a 0 V. O pino 4 (*VrefOUT*) é responsável pela definição da tensão de referência, a qual foi estabelecida a 5 V, providenciando uma fonte de tensão precisa para este tipo de aplicações. Os pinos 6 (*Vin+*) e 7 (*Vin-*) correspondem às entradas positivas e negativas do amplificador de instrumentação e estão conectadas aos fios verde e branco, respetivamente. Entre os pinos 8 e 9 (*Rg*) está conectada uma resistência identificada na figura por *R*, a qual é a responsável pela atribuição do ganho ao amplificador

de instrumentação. Através da fórmula apresentada na Equação 5.1 é possível determinar o ganho,

$$G = 4 + \frac{60k\Omega}{R}$$

Equação 5.1

sendo *R* a resistência externa, aplicada entre os pinos 8 e 9. Para este estudo, após a realização de vários testes, conclui-se que para o peso aplicado durante a realização dos testes um ganho de aproximadamente de 972 seria adequado, correspondendo à utilização de uma resistência de 62 Ω. Desta forma, consegue-se amplificar o sinal de mV para V, permitindo a sua leitura no *Arduino*. Por fim, a última conexão na Figura 5.8 é entre os pinos 11 (*Vo*) e 12 (*Sense*), na qual está representada por *Vo*, e corresponde à saída do amplificador de instrumentação. O pino *Vo*, posteriormente, será conectado à entrada analógica do *Arduino* mas, antes de estabelecer essa ligação, foi necessário implementar um circuito de proteção para as tensões dispostas à entrada analógica do microcontrolador. O circuito de proteção referido é apresentado na Figura 5.9.

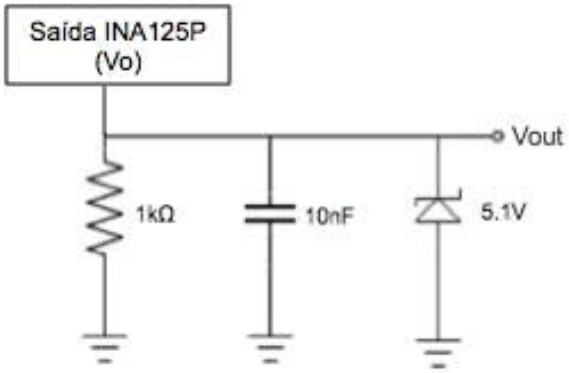


Figura 5.9 - Circuito de proteção implementado à saída do amplificador de instrumentação (*INA125P*).

A saída do *INA125P*, representada por *Vo*, será conectada ao circuito de proteção exposto na Figura 5.9. A resistência e o condensador representados têm como objetivo estabilizar a tensão à entrada do microcontrolador, enquanto que o díodo de *zener* tem a função de proteger o microcontrolador contra picos de tensão, ou seja, caso a tensão seja superior a 5.1 V, este díodo entra em condução. A saída deste circuito, identificada por *Vout*, será, por sua vez, conectada à entrada analógica do *Arduino*. Como referido na secção 5.2, são utilizados dois sensores de força, cada um para um suporte de antebraço do andarilho. Como tal, uma vez que os dois sensores são iguais, os circuitos apresentados na Figura 5.8 referente à conexão com o *INA125P* e o da Figura 5.9, para o circuito de proteção, ambos são replicados para

cada um dos sensores de força utilizados. Assim, recorreu-se à mesma implementação tanto para o *INA125P* como para o circuito de proteção, diferindo apenas nas entradas analógicas na placa *Arduino*, isto é, a saída do circuito de proteção do sensor de força direito e esquerdo, estão conectados ao canal 3 e ao canal 4, respetivamente, na placa *Arduino*.

- Sensores Inerciais

Os sensores inerciais utilizados são os apresentados na Figura 5.3. Estes sensores são alimentados com uma tensão de 3.3 V, aconselhada pelo fabricante, proveniente da placa de *Arduino*. Na Figura 5.10 é apresentado um exemplo da montagem para um dos sensores utilizados.

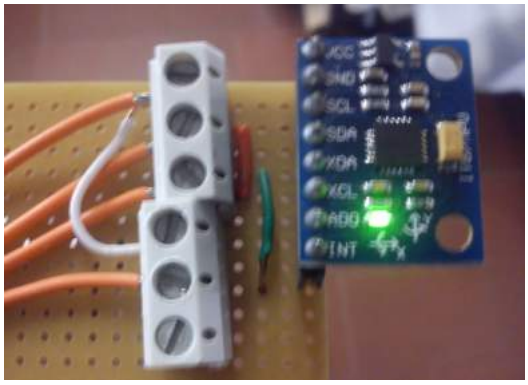


Figura 5.10 - Representação da montagem eletrónica de um sensor inercial. Legenda dos pinos (de cima para baixo): *VCC*, *GND*, *SCL*, *SDA*, *XDA*, *XCL*, *ADO* e *INT*.

Como referido, a tensão de alimentação é de 3.3 V (pino *VCC*) e tanto o pino *GND* como o *XDA* estão ligados à massa (0 V). Quanto aos pinos *SDA* (*Serial Data*) e *SCL* (*Serial Clock*) correspondem às duas linhas do protocolo I^2C (*Inter-Integrated Circuit*) e devem estar conectadas exatamente aos mesmos pinos na placa *Arduino*, de forma aos dois componentes estarem sincronizados. O último pino com interesse para esta aplicação é o *AD0*, que corresponde ao endereço do sensor. Este pino pode assumir 2 estados, o estado *LOW* quando está conectado a 0 V ou *HIGH* se estiver a 3.3 V. Deste modo, possibilita a distinção em *software* de cada um dos sensores utilizados, sendo neste caso apenas 2 sensores, um localizado no quadril e outro no tornozelo. Na Figura 5.10 é apresentado o sensor com *AD0 HIGH*, correspondendo ao endereço de 0x69, enquanto que o *LOW* é identificado por 0x68. Resumindo, este pino *AD0* permite a distinção entre os sensores inerciais, mas para tal é necessário estabelecer essa diferenciação em *hardware*, pela conexão a 0 ou a 3.3 V e em *software*, pela atribuição dos endereços consoante o estado definido.

- Placa *Arduino* – Microcontrolador

Como referido na secção 3.3, o microcontrolador selecionado para este estudo foi uma placa *Arduino Mega* 2560, conectada por *USB* ao PC. Para além da placa, foi utilizada o *software* fornecido pelo *Arduino* para programar o microcontrolador e a *interface Processing*. Quanto à *interface*, esta foi apenas utilizada numa primeira fase do estudo, para gravar cada um dos testes realizados num ficheiro de texto. A gravação dos ficheiros permitia uma análise detalhada de cada teste, conseguindo extrair os padrões e comportamentos para cada estado abordado e o desenvolvimento *offline* do algoritmo apresentado de seguida. Numa fase mais avançada, apenas foi utilizado o *software* facultado pelo *Arduino* para programar a placa e estabelecer a comunicação série com o *Matlab*, para uma aplicação *online* do algoritmo.

- Circuito de *LEDs*

De modo a tornar o resultado final mais visível e percetível para o utilizador, foi desenvolvido um circuito de saída de *LEDs,* conectado à placa *Arduino*. Para cada condição do estado avaliado, por exemplo, muito ou pouco peso aplicado sobre o andarilho, maior ou menor proximidade ao andarilho, entre outros, está associado um *LED*. Assim, sempre que o utilizador se encontrar numa das condições testadas, o *LED* correspondente acenderá. Na Figura 5.11 é apresentado o circuito de saída de *LEDs*, num total de 10 *LEDs*, um para cada condição. Cada *LED* está associado a uma saída digital do microcontrolador e a uma resistência (470 Ω) para limitar a corrente que atravessa o *LED*.

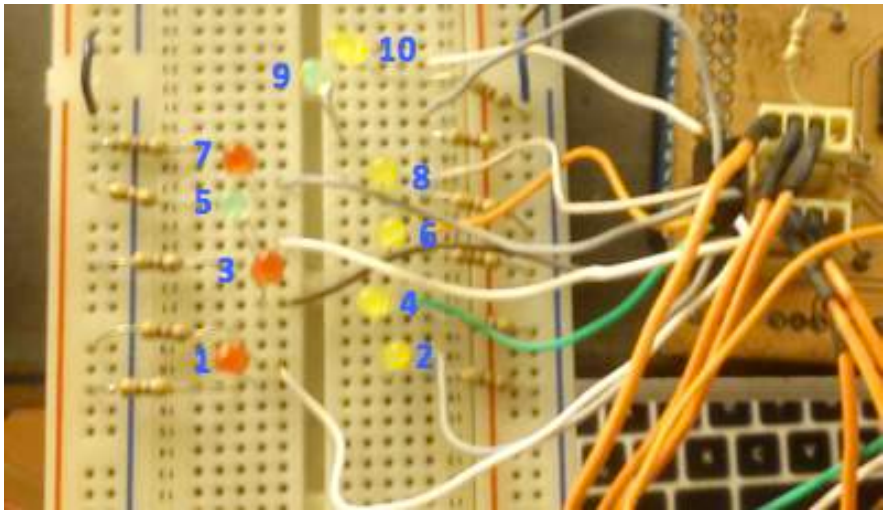


Figura 5.11 - Montagem do circuito de saída de *LEDs*. Descrição: 1 – próximo, 2 – afastado do andarilho, 3 - queda para a frente, 4 – queda para trás, 5 - curva à esquerda, 6 – curva à direita, 7 - mais peso, 8 – menos peso, 9 – sem peso (1 ou nos 2 sensores de força) e 10 – oscilação do quadril.

Na Figura 5.12 é apresentada a placa com todo o material eletrónico utilizado para aquisição dos dados e, ainda, a respetiva identificação da conexão de cada componente referido à placa, à exceção do circuito de *LEDs*.

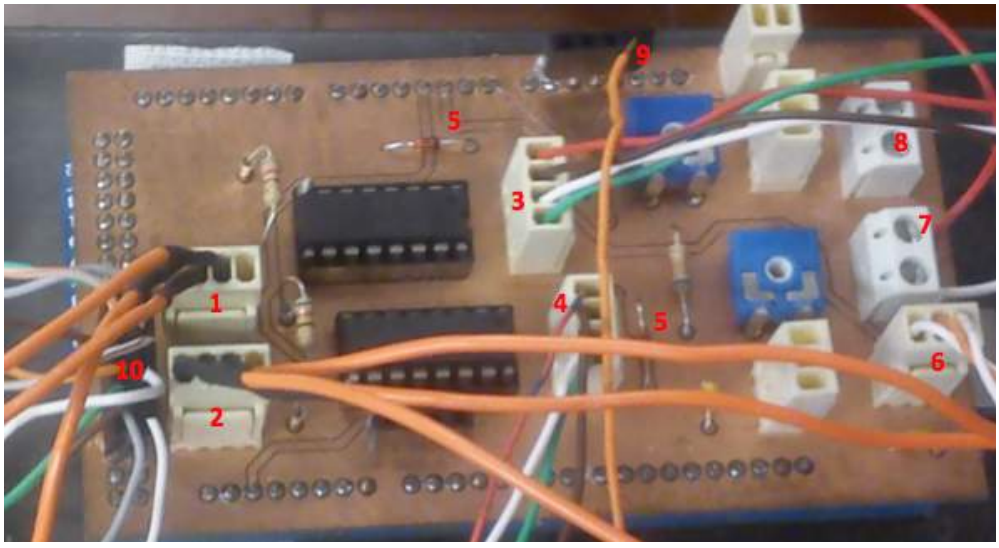


Figura 5.12 - Representação da placa utilizada para este estudo. Legenda dos componentes: 1 – Sensor inercial para o tornozelo, 2 – Sensor inercial para o quadril, 3 – Sensor de força direito, 4 – Sensor de força esquerdo, 5 – Circuitos de proteção, 6 – Sensor Infravermelho, 7 – Tensão de alimentação de 5 V, 8 – Tensão de 0 V e 9 – Tensão de 3.3 V.

5.3.2. Componente de *Software*

Tal como foi referido, a componente de *software* foi segmentada em 2 fases. Primeiramente, procedeu-se ao desenvolvimento e teste *offline* de um algoritmo para a extração de *thresholds* e comportamentos e, posteriormente, com as devidas alterações, procedeu-se à aplicação *online* do algoritmo, ou seja, em tempo real, para a deteção de cada estado do utilizador no momento em que ocorre. Cada uma destas fases será devidamente descriminada nas próximas subsecções.

5.3.2.1 Fase *Offline*

Numa primeira fase procedeu-se à realização de testes com as diferentes condições a avaliar e, posteriormente, realizou-se a análise e processamento dos sinais obtidos, ou seja, a avaliação é executada em modo *offline*. Foram avaliadas as seguintes condições,

- Maior ou menor proximidade do utilizador ao andarilho;
- Queda para a frente e para trás;
- Viragem do andarilho para a esquerda e para a direita;
- Aplicação de mais, menos ou nenhum peso sobre o andarilho;
- Oscilação exagerada do quadril;

Para analisar cada uma destas condições, a sequência aplicada foi a seguinte,

1. *Software* do *Arduino* – programar a placa;
2. *Interface Processing* – gravar o ficheiro em .txt;
3. *Matlab* – processar os sinais e identificar os estados;

Começando pelo primeiro ponto, em termos de programação da placa, é de referir que foram devidamente definidas as entradas analógicas para cada sensor, como já foi mencionado (sensor infravermelho – canal 2, sensor de força direito – canal 3 e sensor de força esquerdo – canal 4). Enquanto que para os sensores inerciais, a sua distinção foi estabelecida através do endereço em *hardware* e *software*, pelo estado *LOW* ou *HIGH* e por diferentes endereços, respetivamente. O *baudrate* foi definido no máximo, a 115200 bits/s, para que sejam enviados o maior número de dados por unidade de tempo. Após a leitura de cada sensor, os dados são devidamente enviados para a porta série através da função *Serial.println*. Os dados enviados são recebidos na *Processing* (ponto 2) e gravados num ficheiro de texto na diretoria prédefinida. De seguida, em *Matlab* (ponto 3), estes ficheiros são analisados na *interface* desen-

volvida e apresentada na Figura 3.2 e, numa fase posterior, é aplicado um algoritmo para a validação dos estados avaliados.

Relativamente à *interface*, é realizado algum processamento sobre os sinais lidos dos ficheiros. Os sinais provenientes do giroscópio que inicialmente se encontravam em °/s são convertidos para rad/s, pela multiplicação de uma constante de 0.01745. Os sinais do acelerómetro, originalmente em unidades g (aceleração da gravidade) são convertidos para m/s^2 através da multiplicação por 9.81. Adicionalmente às conversões referidas para o sistema internacional, os sinais provenientes dos sensores de força, infravermelho e inerciais foram sujeitos a uma filtragem. Estes sinais apresentavam ruído para as elevadas frequências, o qual pode ser originado por vibrações dos sensores, irregularidades do piso ou das rodas ou, ainda, ruído eletromagnético. Este tipo de ruído pode ser eliminado por filtragem, mais especificamente, por um filtro passa-baixo. Para a seleção do filtro a implementar é necessário ter em atenção que seja implementável em tempo real, pois essa será a próxima etapa, abordada na secção seguinte (5.3.2.2). Portanto, optou-se pela seleção de um filtro aplicável tanto em modo *online* como *offline*, para que o efeito sobre o sinal fosse preservado nas duas fases e, ainda, com algumas alterações se conseguisse implementar o filtro para os dois modos de processamento. Por exemplo, o filtro *Butterworth* não causa distorção da fase do sinal, mas não é aplicável em tempo real, devido ao seu método de filtragem do sinal. Inicialmente, filtra todo o sinal numa direção e, após essa filtragem, inverte a sequência do sinal e volta a filtrá-lo, desta forma não é introduzida distorção da fase do sinal, mas apenas é aplicável em modo *offline*. Para além do filtro poder ser implementável em tempo real, deve exigir um baixo custo computacional e não deve introduzir um atraso temporal no sinal filtrado. Na literatura são encontrados dois tipos de filtros, que são frequentemente utilizados em aplicações em tempo real e para eliminar componentes de elevada frequência. Estes filtros são o *g-h* (*Benedic-Bordner* e *Critically Dampened*) e o filtro *Kalman*. De entre os filtros mencionados, o filtro selecionado foi o *BBF* (*Benedic-Border Filter*), uma vez que requer um algoritmo de baixo custo computacional, pode ser aplicado em dispositivos de baixo custo, apresentando robustez suficiente. De seguida, será brevemente abordado o filtro selecionado, quanto aos restantes, para maior detalhe consultar (Martins 2011).

Os filtros *g-h* são simples e recursivos, tendo como função estimar os futuros valores do sinal, baseado num modelo de primeira ordem do processo. As medições são utilizadas para corrigir e diminuir o erro associado às predições realizadas do sinal. Estes filtros apresentam

dois parâmetros de relevo, o parâmetro *h*, que determina a fração do erro de medição aplicada sobre a predição da primeira derivada e o parâmetro *g*, o qual determina a fração do erro de medição aplicado sobre o estado de predição. A seleção destes dois parâmetros tem efeitos sobre os erros que afetam os filtros, como por exemplo, o erro sistemático, o qual está associado com a suposição da primeira derivada e o erro de medição, que é inerente ao sensor e ao processo de medição. Assim, para simplificar a seleção destes dois parâmetros e evitar os erros que afetam o filtro, podem ser utilizados filtros que consideram ambos os parâmetros como constantes – *Benedic-Bordner* (*BBF*) e *Critically Dampened* (Martins 2011). Como referido anteriormente, o *BBF* foi o filtro selecionado e tem como função minimizar o erro total transiente, definido como a soma da diferença dos quadrados entre o estado verdadeiro e o estado predito. A seleção do parâmetro *g* deve ser cautelosa, de modo que possibilite tanto a eliminação do ruído para as elevadas frequências, como também, evite a introdução de atraso do sinal. Em termos práticos, a escolha deste parâmetro foi conseguida pela realização de vários testes, até que fosse encontrado o valor do parâmetro ideal, ou seja, que permitisse que o sinal filtrado mantivesse a forma do sinal original e sem a adição de nenhum atraso. O valor do parâmetro g encontrado para os sensores de força, infravermelho e inercial foi de 0.25, 0.30 e 0.35, respetivamente. Como mencionado, nesta fase o filtro é utilizado em modo *offline*, ou seja, os sinais apenas são processados depois de terminada a aquisição de todos os dados. Para a implementação do algoritmo relativo à filtragem, este requer pontos quanto à predição do valor anterior. Assim, para a inicialização deste algoritmo, são considerados os primeiros pontos adquiridos para cada sensor, para a inicialização das variáveis associadas à predição do valor anterior. Quando utilizado em modo *online* algumas alterações são efetuadas e serão abordadas na secção 5.3.2.2.

- **Resultados da análise offline**

De modo a adquirir os padrões e comportamentos da marcha, para conseguir identificar os diversos estados em estudo, foram realizados testes com 7 jovens saudáveis, com uma idade média de 23.86±1.95 anos. Os participantes do estudo tiveram que caminhar, aproximadamente 10 m, em linha reta com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços, ao longo de um corredor da Universidade do Minho. Durante o percurso, os participantes foram devidamente instruídos para uma correta execução dos diferentes estados, como por exemplo,

a aplicação de mais, menos ou nenhum peso sobre o andarilho; oscilação exagerada do quadril; maior e menor aproximação ao andarilho; entre outros e, um teste a caminhar normalmente, para posterior comparação com os restantes. Após a observação de todos os dados recolhidos através da *interface* desenvolvida em *Matlab* e a aplicação do devido processamento, foram extraídos alguns padrões, baseados em *thresholds*. Os *thresholds* retirados estão indicados para cada condição na Tabela 5.1. Para validar estes dados, foi desenvolvido um algoritmo *offline* para a deteção dos estados, conhecidos *à priori*.

Tabela 5.1 - *Thresholds* extraídos pela observação de todos os estados avaliados. Legenda das siglas: && - interseção de condições, || - disjunção de condições, iv – infravermelho, lee – valor resultante da implementação do algoritmo desenvolvido para o tornozelo, referido na secção 3.5.1, round_lee – arredondamento do valor de lee, dif_esq – diferença sensor de força esquerdo, dif_dir – diferença sensor de força direito, gyrz – velocidade angular do eixo dos zz do quadril, gyrzT – velocidade angular do eixo dos zz do tornozelo, accx – aceleração do quadril no eixo dos xx e accz – aceleração do quadril no eixo dos zz.

Estado	**Condição**	***Thresholds***	**Sensores**
1.Distância do utilizador ao andarilho	Mais próximo	iv>1.1	Infravermelho
	Mais afastado	iv<0.55	
	Normal	0.55<iv<1.1	
2.Quedas	Frente	iv>1.1 && round_lee==2 && (dif_esq<-0.40 || dif_dir<-0.50)	Infravermelho + sensores de força + inercial (tornozelo)
	Trás	iv<0.55 && round_lee==2 && (dif_esq<-0.40 || dif_dir<-0.50)	
3.Curvas com o andarilho	Esquerda	gyrz>0.5 && lee>=2 && gyrzT>=1.1	2 sensores inerciais (quadril e tornozelo)
	Direita	gyrz<-0.55 && lee>=2 && gyrzT<-0.8	
4.Peso sobre o andarilho	Mais	dif_esq>0.35 && dif_dir>0.4	Sensores de força
	Menos	dif_esq<-0.25 && dif_dir<-0.3	
	Sem	dif_esq<-0.4|| dif_dir<-0.50	
5.Instabilidade	Oscilação do quadril	(accx<-0.98 || accx>2.45) && accz>5.10	Sensor inercial (quadril)

Relativamente ao 1º estado, distância do utilizador ao andarilho, a distinção entre as três condições baseou-se apenas no sinal de infravermelho. Verificou-se que, por comparação com sinais normais, com apenas este sinal era possível distinguir as duas condições. Na Figura 5.13 é apresentado o sinal infravermelho para 3 condições de teste – andar normal, próximo e afastado em relação ao andarilho. Na figura pode ser observado que o sinal normal (linha azul) varia, em termos de amplitude, entre 0.55 e 0.75 V, o que está entre os intervalos estabelecidos para as condições "próximo" e "afastado". Já o sinal de maior proximidade do tronco ao andarilho (linha vermelha), está acima de 1.1 V, valor estabelecido como limite. Por fim, o último sinal, correspondente ao caminhar mais afastado (linha verde), verifica-se que é um

sinal com amplitudes mais baixas, ocorrendo a descida da linha de base do sinal o que respeita o limite estabelecido. No entanto, pode-se verificar que existem alguns momentos em que esse limite não é respeitado. Este incumprimento acontece quando a pessoa adquire uma distância anormal ao andarilho.

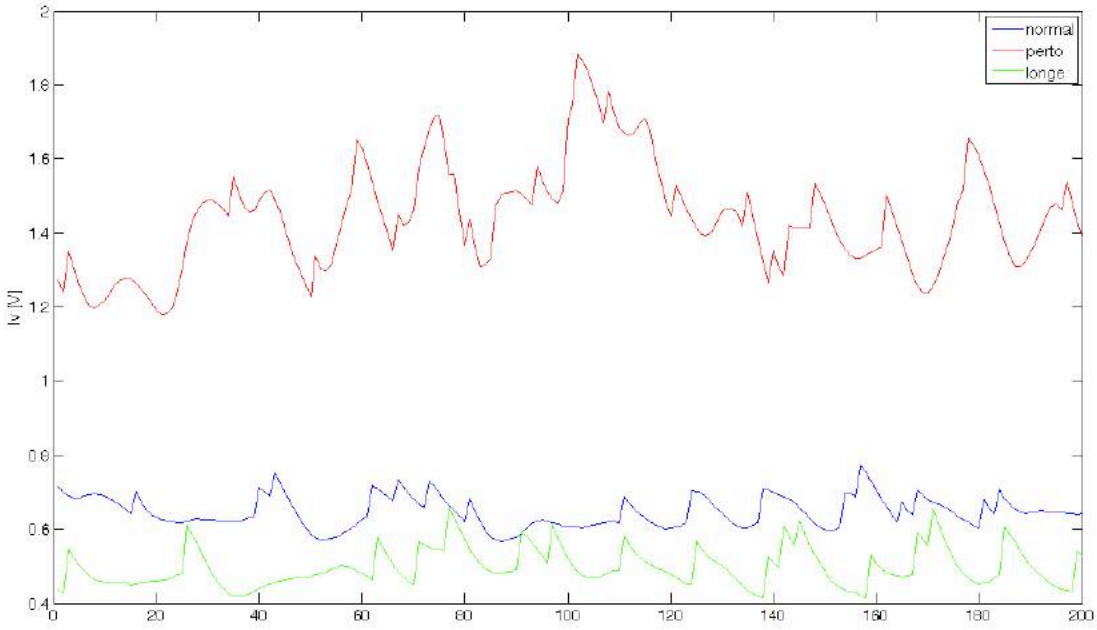


Figura 5.13 - Representação do sinal infravermelho para 3 condições, andar normal, (linha azul) perto (linha vermelha) e longe (linha verde) do andarilho. O eixo dos yy corresponde ao sinal infravermelho em Volts (V) e o eixo dos xx é ao longo do tempo, mas representado por pontos.

Na Figura 5.14 é apresentado o gráfico da tensão de saída do sensor infravermelho consoante a distância a este sensor e, ainda, são indicadas as gamas da distância ao sensor, consoante os valores de *threshold* estabelecidos. Nessa mesma figura pode-se observar que a aproximação do utilizador ao andarilho traduz-se numa tensão superior a 1.1 V, como apresentado na Tabela 5.1, e numa distância entre os 2 e os 25 cm. Já o afastamento do utilizador ao andarilho, verifica-se que corresponde a uma tensão inferior a 0.55 V, associado a uma distância entre os 56 e os 80 cm. A distância normal do utilizador ao andarilho está entre as duas condições, ou seja, o valor de tensão estar compreendido entre 0.55 e 1.1 V, o que corresponde a uma distância de 25 a 56 cm. Para validar estas distâncias, são apresentadas na Figura 5.15 as dimensões do guiador. Verifica-se que para o utilizado estar "afastado", o seu tronco tem que ultrapassar os limites do andarilho, enquanto que na condição "próximo" o utilizador está quase em "cima" do guiador. De qualquer modo, ambas as condições proporcionam uma postura e deslocamento bastante desconfortáveis ao utilizador. Assim, pode-se

concluir que as tensões determinadas como *threshold* permitem uma correta avaliação da distância do utilizador ao andarilho, consoante o local onde o utilizador se coloca.

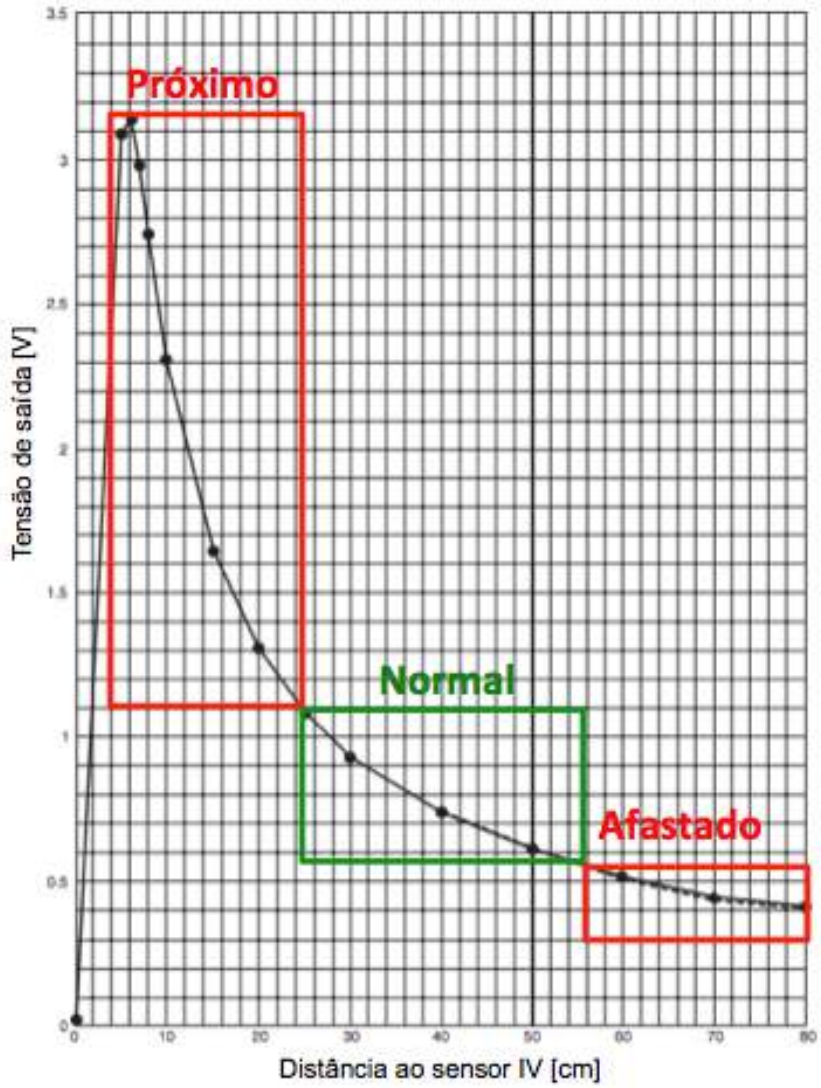


Figura 5.14 - Tensão de saída do sensor IV (infravermelho) consoante a distância ao sensor. As caixas vermelhas são representativas das gamas de distância para cada *threshold* estabelecido. Adaptado de (Sharp 2005).

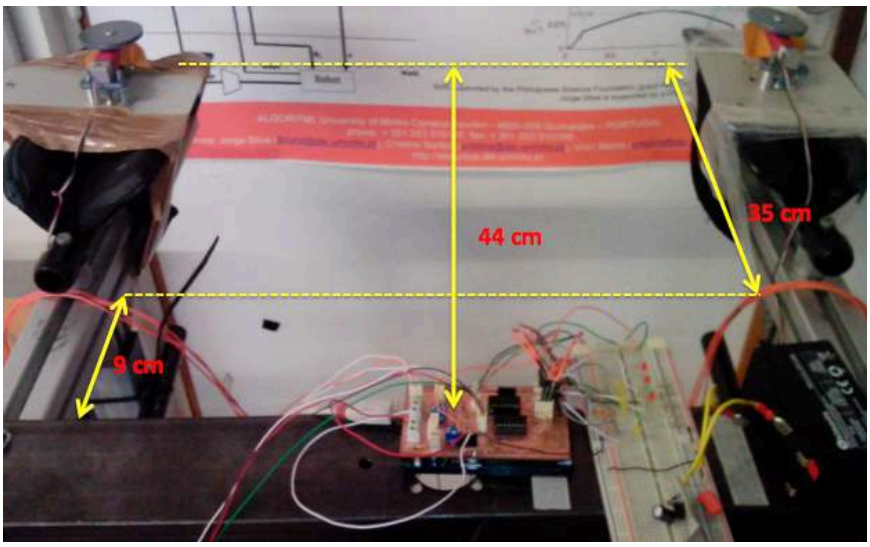


Figura 5.15 - Apresentação do guiador do andarilho utilizado para o desenvolvimento da máquina de estados. Indicação das dimensões do guiador.

Quanto ao 2º estado, quedas, várias restrições, envolvendo diferentes sensores, foram colocadas no sinal para a identificação deste estado. No caso da queda para a frente, verificou-se uma proximidade do tronco ao andarilho, daí a restrição associada com o sinal infravermelho, tal como no estado anterior (1.Distância do utilizador ao andarilho). No entanto, a aproximação ao andarilho não é por si só suficiente para a deteção de uma queda, sendo necessário saber se a pessoa continua a caminhar durante a aproximação. Daí surge a restrição do *round_lee* (determinada a partir do sensor inercial colocado no tornozelo) que testa se a pessoa está ou não em movimento. Dado que a linha de base deste sinal é aproximadamente 2 m/s^2, quando for atingida esta amplitude, significa que a pessoa está parada, considerando então que a pessoa ao cair deixa de se movimentar. A utilização do parâmetro *round_lee*, que corresponde ao arredondamento do valor de *lee* (valor resultante da implementação do algoritmo desenvolvido para os sinais do tornozelo – secção 3.5.1), ao invés do *lee* (valor resultante do algoritmo), é devido ao facto que com o arredondamento dos valores, consegue-se satisfazer mais vezes a restrição, do que apenas considerando um valor, pois desta forma engloba mais pontos da vizinhança do sinal. Por fim, os sensores de força são incluídos como restrição porque, quando uma pessoa cai, os antebraços podem ser retirados do andarilho. O peso que uma pessoa aplica sobre o andarilho tem caráter subjetivo. Como tal, para os sinais dos sensores de força, não podem ser considerados os *thresholds* do mesmo modo como no caso do infravermelho, porque o peso aplicado é relativo, depende do peso e tipo de apoio da pessoa. Assim, é testado o valor considerado como normal para cada pessoa. O utilizador inicia o teste

com os braços sobre o suporte de antebraços (sensores de força) e determina-se a média das amostras iniciais, sendo este o valor considerado como normal para o utilizador. Após a realização de vários testes, verificou-se que quando uma pessoa retira o peso dos suportes a diferença entre o valor atual e o valor médio (normal) é inferior a -0.4 V ou -0.69 V para os sensores de força esquerdo e direito, respetivamente. Como se pode observar na Tabela 5.1, para o estado – quedas – foi utilizado uma disjunção para os sensores de força em vez de interseção, porque uma pessoa ao cair pode retirar apenas um braço do suporte e não os dois em simultâneo.

Para a queda para trás, o que é alterado é apenas a restrição do sensor infravermelho, uma vez que há um afastamento do tronco ao andarilho e não uma aproximação, mas as restantes restrições mantêm-se. Nas Figura 5.16 e Figura 5.17, estão representados os 4 sinais associados às restrições impostas para o estado de queda, para a frente e para trás, respetivamente. As caixas a tracejado estão localizadas no momento em que as restrições são satisfeitas. Como se pode observar, as 4 caixas não se encontram exatamente entre os mesmos pontos, mas há momentos onde todas são satisfeitas, possibilitando a deteção da queda.

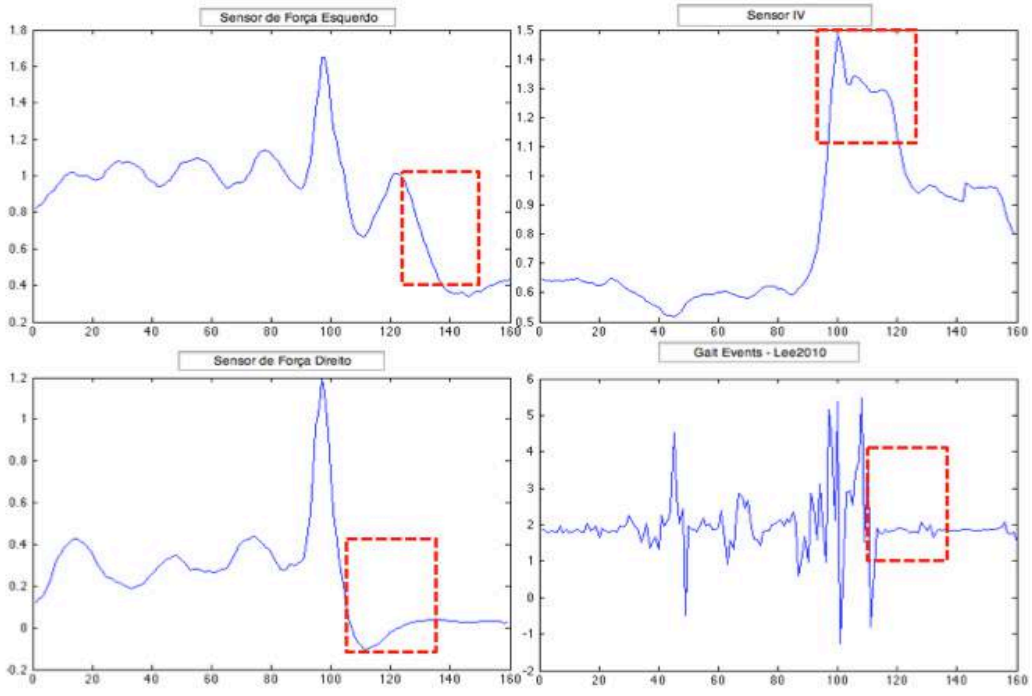


Figura 5.16 - Representação dos 4 sinais associados às restrições impostas para a deteção da queda para a frente. O gráfico identificado por 'Gait events – Lee2010', corresponde ao sinal resultante da implementação do algoritmo exposto na secção 3.5.1. As caixas a tracejado correspondem aos momentos, para cada sensor em que as restrições são satisfeitas. Para os sensores de força e infravermelho o eixo dos yy está em V, enquanto que o último está em m/s^2.

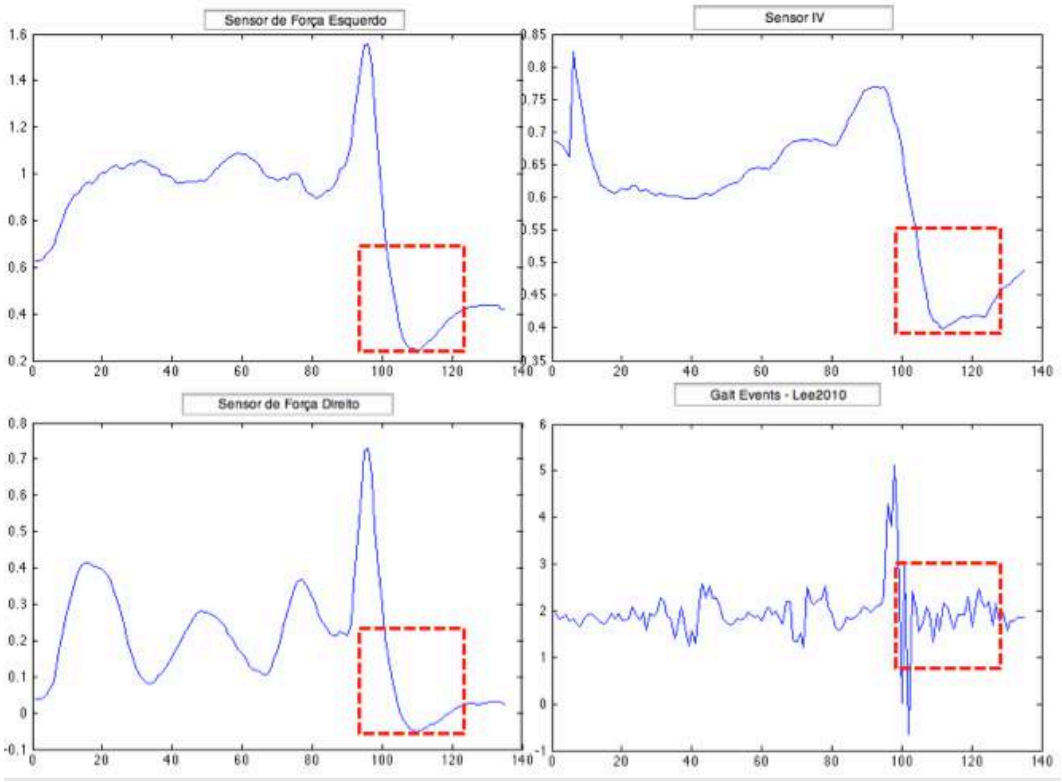


Figura 5.17 - Representação dos 4 sinais associados às restrições impostas para a deteção da queda para trás. O gráfico identificado por 'Gait events – Lee2010', corresponde ao sinal resultante da implementação do algoritmo exposto na secção 3.5.1. As caixas a tracejado correspondem aos momentos, em cada sensor, que as restrições são satisfeitas. Para os sensores de força e infravermelho o eixo dos yy está em V, enquanto que o último está em m/s^2.

Quanto às restrições do 3º estado, curvas com o andarilho, concluiu-se que para a realização de uma curva à direita com o andarilho, a velocidade angular segundo o eixo dos zz no quadril apresenta valores inferiores a -0.55 rad/s e o mesmo parâmetro, mas no tornozelo, deverá ser inferior a -0.8 rad/s. Adicionalmente a estas duas condições, acrescentou-se o parâmetro de *lee* para que fosse superior a 2 m/s^2 (amplitude da linha de base), de modo a garantir que o utilizador está em movimento e não parado. Nas figuras - Figura 5.18 e Figura 5.19 - estão representados os 3 sinais associados com as restrições para este estado – curva à direita e curva à esquerda, respetivamente.

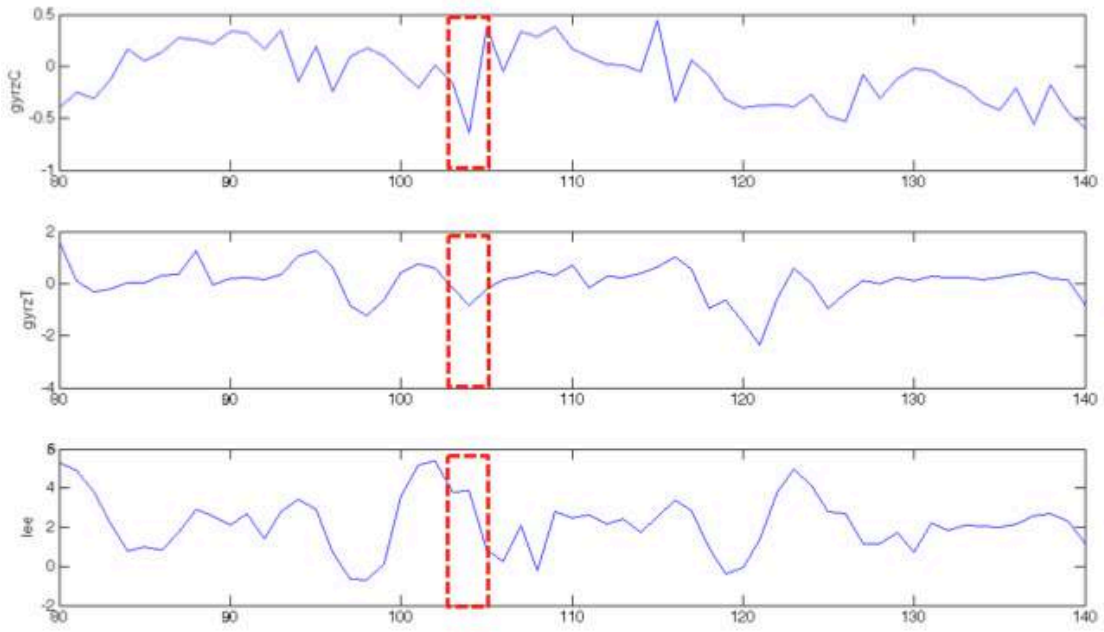


Figura 5.18 - Representação dos 3 sinais associados para a deteção de curva à direita com o andarilho. As caixas a tracejado estão a limitar o momento em que todas as restrições foram satisfeitas. A porção do sinal extraído do original, apenas retrata a curva à direita nas caixas vermelhas e o restante corresponde a um percurso em linha reta. Os dois primeiros sinais estão em rad/s, enquanto que o último está em m/s^2.

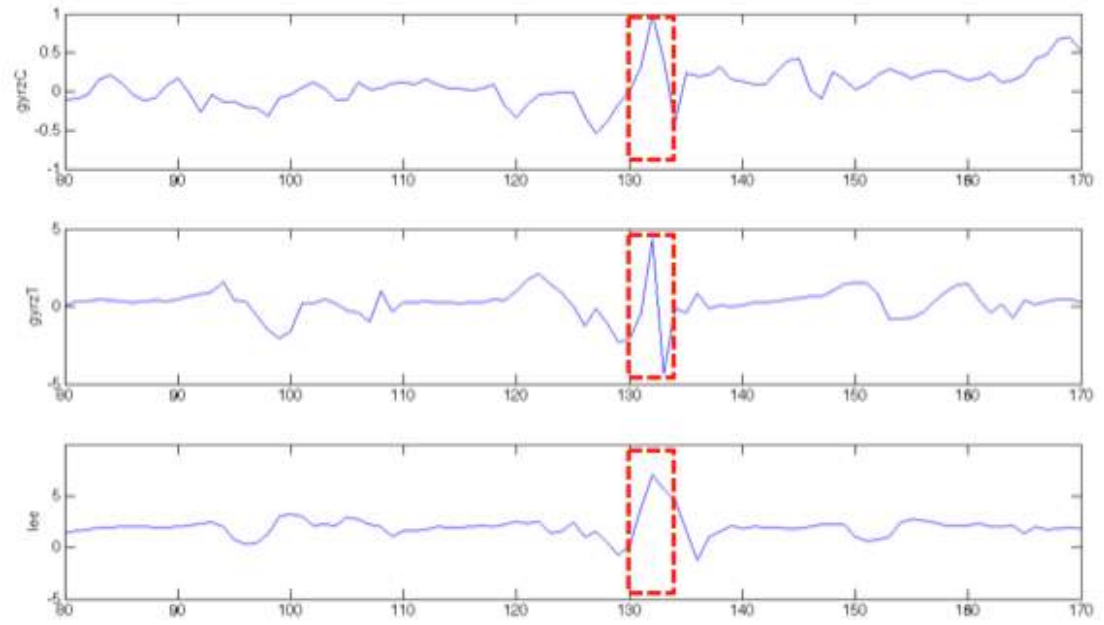


Figura 5.19 - Representação dos 3 sinais associados para a deteção de curva à esquerda com o andarilho. As caixas a tracejado estão a limitar o momento em que todas as restrições foram satisfeitas. A porção do sinal extraído do original, apenas retrata a curva à esquerda nas caixas vermelhas e o restante corresponde a um percurso em linha reta. Os dois primeiros sinais estão em rad/s, enquanto que o último está em m/s^2.

Quanto ao peso aplicado sobre o andarilho, apenas foram aplicadas restrições sobre as amplitudes dos sensores de força. Após a análise dos vários testes realizados, com a aplica-

ção de muito, pouco ou nenhum peso, verificou-se que o andarilho está sujeito a um excesso de peso quando a diferença de tensão sobre os sensores de força esquerdo e direito é superior 0.35 V e 0.4 V, respetivamente, à diferença entre o valor atual e o valor normal (peso normal aplicado pela pessoa que está apoiada em repouso). Quanto ao pouco peso, verifica-se quando a diferença do valor atual pelo valor normal é inferior a -0.25 V e -0.3 V para o sensor de força esquerdo e direito, respetivamente. A última condição para este estado, corresponde ao momento que o utilizador retira um ou os dois braços do andarilho. A utilização de uma disjunção e não interseção entre as duas condições, deve-se ao facto de uma pessoa em situação de queda poder retirar só um dos braços e não necessariamente os dois. Assim, para esta condição a diferença entre os dois valores é inferior a -0.4 V ou -0.50 V para o sensor esquerdo e direito, respetivamente. Uma alternativa de implementação, para esta condição (sem peso), seria igualar os sensores de força a 0 V, quando retirado o *offset* dos sensores. Tal alternativa foi testada, mas verificou-se que a condição apenas era satisfeita com um atraso significativo após a remoção do(s) antebraço(s) do suporte.

Pode-se observar que para as 3 condições são apresentadas tensões diferentes para cada um dos sensores, essa diferença pode ser devida a um erro sistemático nos sensores de força ou então porque o peso que o utilizador aplica sobre cada sensor é diferente e, consequentemente, o que é considerado como 'muito elevado' para um sensor, não se verifica para o outro. Na Figura 5.20 são apresentados 3 sinais do sensor de força esquerda para 3 testes diferentes. Como se pode verificar, o sinal relativo ao peso normal apresenta um valor máximo de aproximadamente de 0.75 V e o sinal de muito peso apresenta o sinal, na sua totalidade, com uma diferença de amplitude superior a 0.35 V, comparativamente com o sinal normal. Relativamente ao sinal de pouco peso, apresenta, na sua maioria, uma diferença inferior a -0.25 V, comparativamente ao sinal normal.

O último estado, corresponde à instabilidade e para este estudo foi considerada uma oscilação exagerada do quadril. A deteção foi efetuada através da restrição para 2 parâmetros, a aceleração no quadril segundo o eixo dos xx e dos zz, ou seja, deslocamento do quadril *ML* e *AP*, respetivamente (ver Figura 5.4 com representação dos eixos dos sensores inerciais). A deteção deste estado surge quando o movimento do quadril no eixo dos xx for exagerado, quer para um lado quer para o outro, bem como no eixo do zz. Este movimento exagerado é detetado pelo sensor inercial, cuja aceleração irá adquirir valores superiores a 2.45 m/s^2 ou inferiores a -0.98 m/s^2 e 5.1 m/s^2, respetivamente para o eixo dos xx e zz. Na Figura 5.21 são

apresentados os dois sinais associados com a identificação deste estado, ou seja, a aceleração do quadril segundo o eixo dos xx e dos zz.

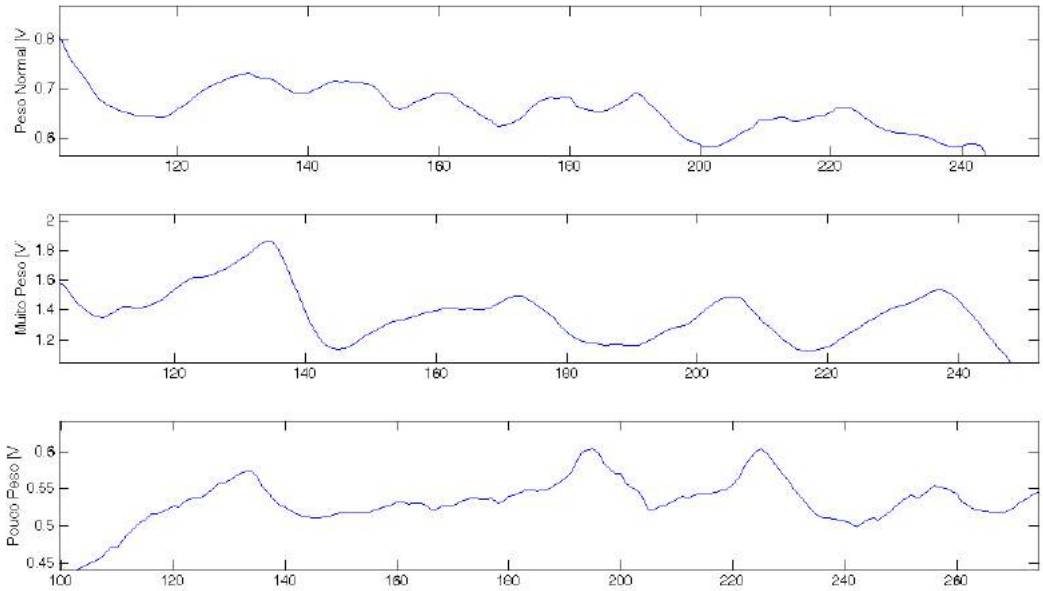


Figura 5.20 - Representação dos 3 sinais do sensor de força esquerdo, sendo o primeiro associado ao teste de aplicação do peso normal sobre o andarilho, o de meio muito peso e o último de pouco peso. Os três sinais estão em V.

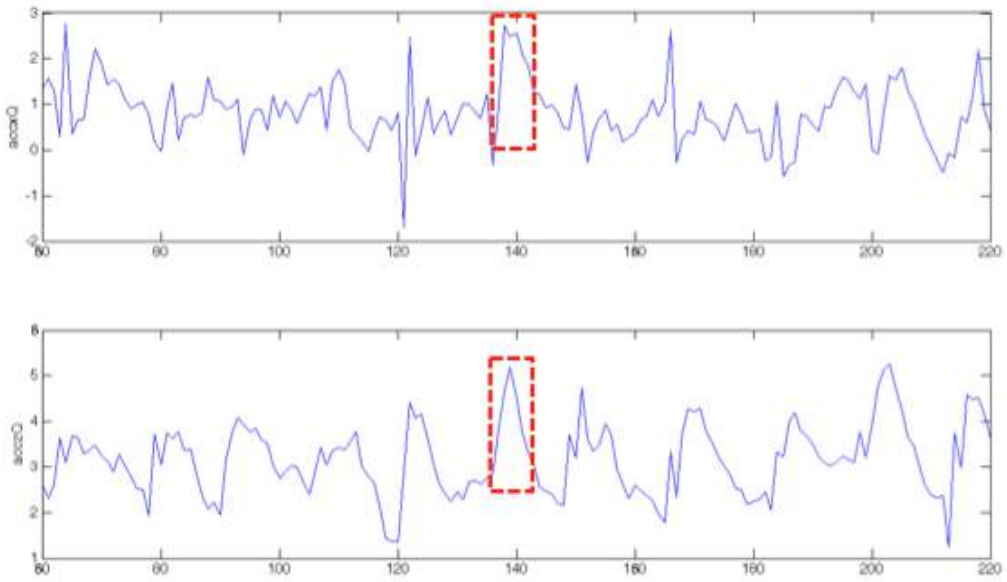


Figura 5.21 - Representação dos 2 sinais associados com a identificação da instabilidade do quadril. As caixas a tracejado estão a limitar o momento em que as duas restrições foram satisfeitas. Para o caso identificado accx é superior a 2.45 m/s^2 e accz>5.1 m/s^2. Os dois sinais estão em m/s^2.

5.3.2.2 Fase *Online*

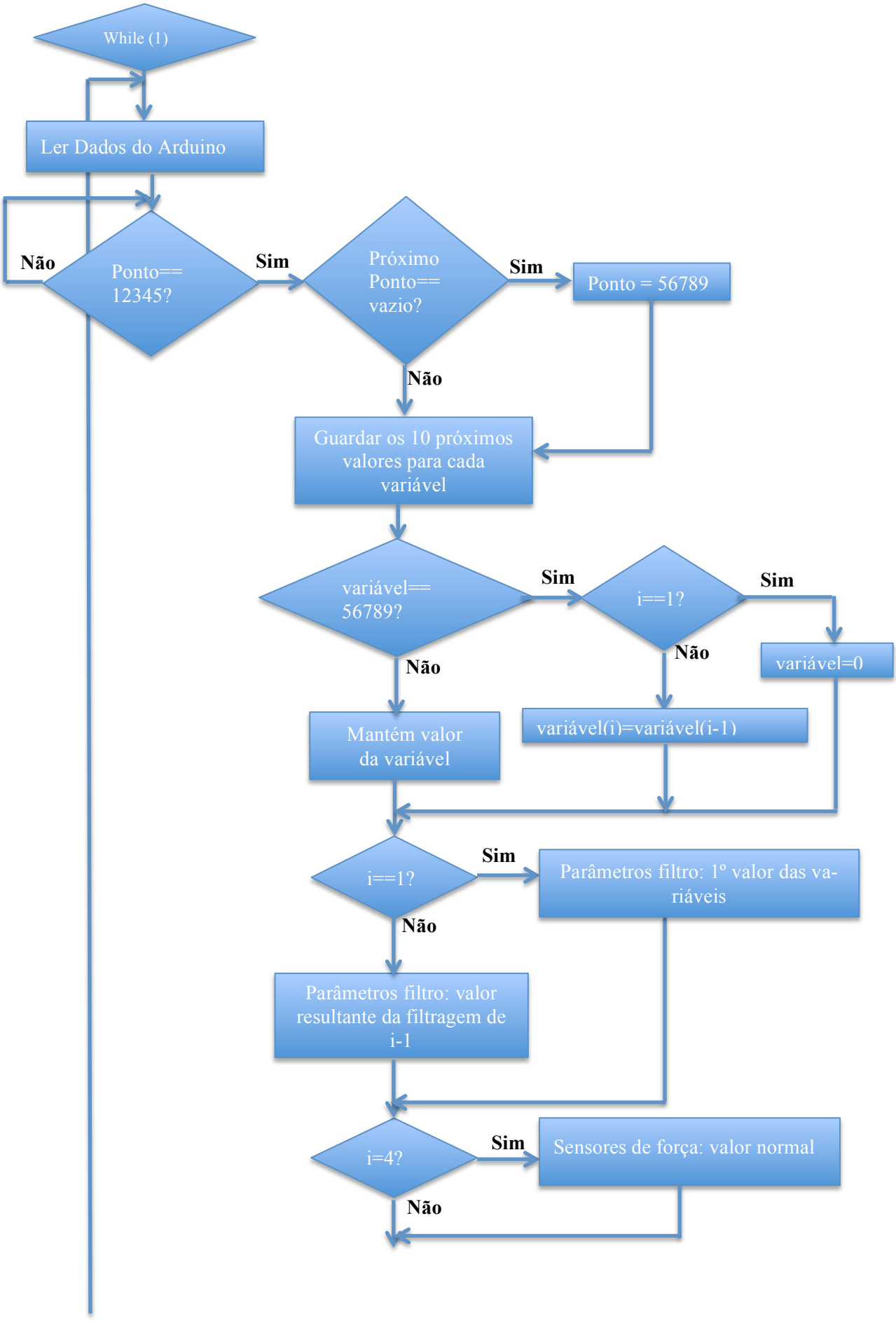
O objetivo final deste estudo correspondia ao desenvolvimento de algoritmo que funcione *online*, para a deteção em tempo real dos vários estados abordados. De forma a tornar esta deteção mais percetível, também foi desenvolvido um circuito eletrónico de *LEDs*, em que cada *LED* corresponde a cada condição referida. Assim, em termos de *software*, é novamente utilizado o do *Arduino* para programar a placa, mas com algumas alterações, e o *Matlab* para processamento dos dados, comunicação com a placa e deteção dos estados.

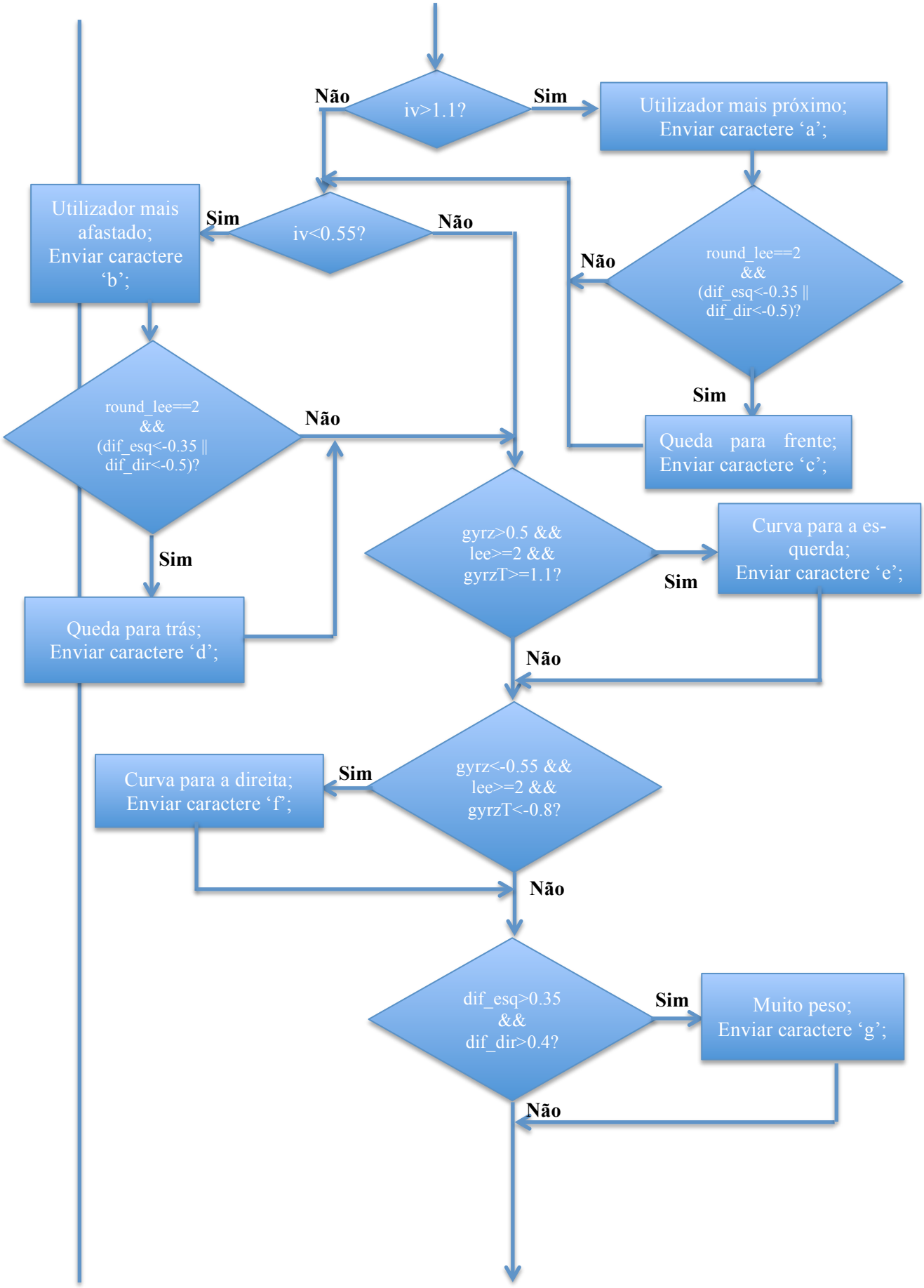
Em termos de código para a programação da placa, teve por base o apresentado na secção 5.3.2.1 e com a adição de algumas funções. Para a elaboração do circuito de *LEDs* foi necessário definir no *Arduino* variáveis de saída digital, cada uma associada a um *LED* e responsável por acendê-lo ou apagá-lo. Recorreu-se à função *pinMode* para definir os pinos como saída da placa e à função *digitalWrite* para colocar o pino no estado *HIGH* ou *LOW* permitindo acender ou apagar o *LED*, respetivamente. Todos os *LEDs* foram inicializados a *HIGH*, ou seja, acesos. De igual modo ao *offline*, os dados provenientes dos sensores (força, infravermelho e inerciais) foram enviados para a porta série através da função *Serial.println*, mas com adição do envio de uma constante, com valor conhecido *à priori*, 12345. Deste modo, consegue-se saber o momento em que se começam a enviar corretamente os dados e ordem pela qual são enviados. Os dados enviados para a porta série são lidos e processados em *Matlab*. Antes de testar os dados que chegam, procedeu-se à identificação da porta série e configuração do *Baudrate* para o máximo, ou seja, 115200 bits/s. Na

Figura 5.22 é apresentado um fluxograma correspondente à leitura, processamento e análise dos dados sensoriais, enviados da placa *Arduino* e o qual será analisado em detalhe em seguida.

Após a definição das características da porta série, o algoritmo entra num ciclo infinito (*While* (1)): a execução do código só terminará quando o *software* for parado. Posto isto, todos os dados que chegam são lidos pela função *fscanf* e, posteriormente, testados. O processamento dos dados é iniciado apenas quando é lido o valor 12345, assim, garante-se que os valores estão a chegar pela ordem correta. Cada ponto lido a seguir ao 12345, é testado para saber se está vazio ou não, de modo a evitar erros durante o processamento. Quando a condição é satisfeita, ou seja, é detetado um ponto vazio, esse ponto toma o valor de 56789, de modo a ser facilmente identificável e substituído. Depois de testar se o ponto está vazio ou

não, os 10 pontos seguintes a 12345 são armazenados no *array* associado a cada sensor, não existindo o problema de estarem vazios e gerar erro no algoritmo. Esses 10 parâmetros correspondem à aceleração do quadril segundo o eixo dos xx e zz (*accx* e *accz*), aceleração do tornozelo para os 3 eixos (*accxT,accyT* e *acczT*), velocidade angular do quadril e do tornozelo para o eixo dos zz (*gyrz* e *gyrzT*), sensores de força (*s_esq* e *s_dir*) e infravermelho (*iv*), sendo estes os necessários para aplicação da máquina de estados. Depois de armazenados, os 10 pontos são testados para saber se algum tem o valor de 56789. Caso se verificasse, esse ponto é atualizado para o valor da variável da iteração anterior, caso fosse a 1ª iteração, esse ponto tomava o valor de 0. De igual modo, como em *offline*, os dados foram devidamente processados por aplicação do filtro *BBF*, já apresentado. Como mencionado, para a inicialização do filtro *BBF* são necessários 2 valores anteriores preditos. Assim, na 1ª iteração, para ambas as variáveis, considerou-se o primeiro valor adquirido. Para a 2ª iteração essas duas variáveis, correspondiam a 2 parâmetros resultantes da aplicação do filtro na primeira iteração, ou seja, há uma atualização das variáveis preditas, e assim sucessivamente. Para finalizar o processamento, os primeiros 4 valores de cada sensor de força foram armazenados, a média foi calculada e considerados como valor de peso normal que o utilizador aplica sobre o andarilho. Após a aplicação de todo o processamento mencionado, foram aplicadas as condições apresentadas na Tabela 5.1. É de referir, que o algoritmo foi organizado de modo a que o teste de cada condição fosse sequencial, ou seja, mesmo que uma condição se verifique ou não, a seguinte é testada. Nenhuma condição é ultrapassada. Cada condição, no total 10, está associada a um caractere, quando uma condição é satisfeita é enviado o caractere específico para a porta série, através da função *fprintf*. No *Arduino*, é utilizado o *Serial.available* para verificar se há dados para serem lidos. Caso existam, a função *Serial.read* lê o caractere que chegou. Este caractere é testado num ciclo de *ifs* e quando for satisfeita a condição, acende o *LED* correspondente. No final de cada iteração, ou seja, depois de testar a oscilação do quadril, o algoritmo volta à 2ª etapa do fluxograma, ou seja, ler os dados enviados do *Arduino*, para começar um novo ciclo.


While (1)
Ler Dados do Arduino
Não
Ponto== 12345?
Sim
Próximo Ponto== vazio?
Sim
Ponto = 56789
Não
Guardar os 10 próximos valores para cada variável
variável== 56789?
Sim
i==1?
Sim
Não
variável=0
Não
Mantém valor da variável
variável(i)=variável(i-1)
i==1?
Sim
Parâmetros filtro: 1º valor das variáveis
Não
Parâmetros filtro: valor resultante da filtragem de i-1
i=4?
Sim
Sensores de força: valor normal
Não


iv>1.1?
Não
Sim
Utilizador mais próximo; Enviar caractere 'a';
Utilizador mais afastado; Enviar caractere 'b';
Sim
iv<0.55?
Não
round_lee==2 && (dif_esq<-0.35 || dif_dir<-0.5)?
Não
Sim
Queda para frente; Enviar caractere 'c';
round_lee==2 && (dif_esq<-0.35 || dif_dir<-0.5)?
Não
Sim
Queda para trás; Enviar caractere 'd';
gyrz>0.5 && lee>=2 && gyrzT>=1.1?
Sim
Curva para a esquerda; Enviar caractere 'e';
Não
gyrz<-0.55 && lee>=2 && gyrzT<-0.8?
Sim
Curva para a direita; Enviar caractere 'f';
Não
dif_esq>0.35 && dif_dir>0.4?
Sim
Muito peso; Enviar caractere 'g';
Não

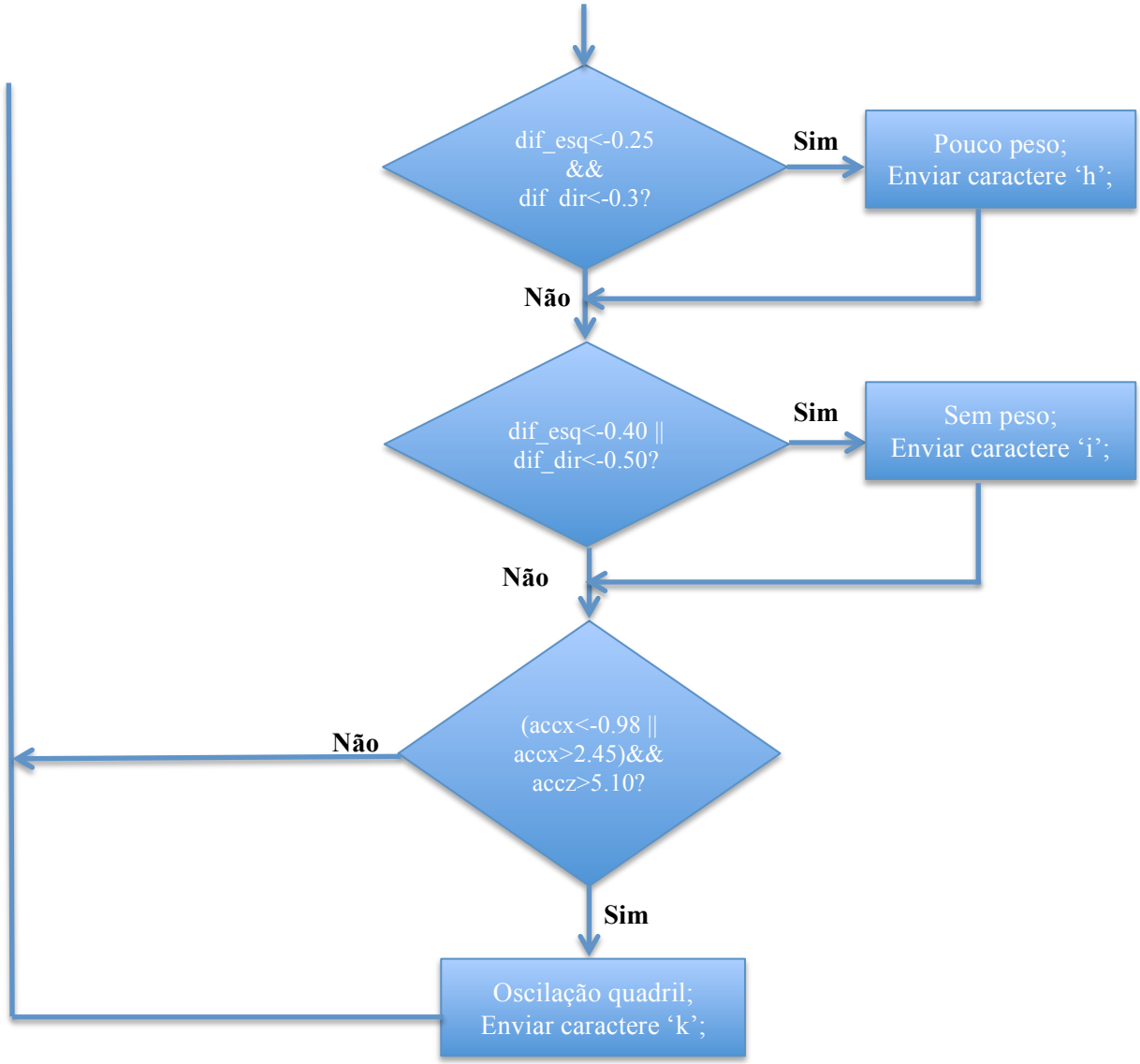


Figura 5.22 - Algoritmo para análise, processamento e deteção dos diferentes estados avaliados. No fluxograma a variável 'i' corresponde à iteração do algoritmo.

Capítulo 6 – Conclusão e Trabalho Futuro

Nesta secção serão apresentadas as conclusões deste trabalho e também sugestões para trabalho futuro.

No capítulo 2 foi apresentado uma revisão do estado de arte de duas grandes temáticas: marcha livre e marcha assistida. Quanto à marcha livre foi atribuído uma maior enfâse aos tipos de sistemas de classificação da marcha; tipos de desordens e condições médicas que afetam a marcha e o equilíbrio; testes clínicos e sistemas sensoriais para a classificação e caracterização da marcha. Com esta informação, verificou-se a existência de vários sistemas de classificação do tipo de marcha, de uma enorme diversidade de problemas que podem afetar a marcha, assim como, a forma como a alteram. Durante o levantamento do estado de arte, foi sentida uma certa dificuldade na unanimidade da recolha da informação, devido à variabilidade que se encontrou. Como tal, pretendeu-se revelar a informação mais citada na literatura.

Em termos de marcha assistida, realizou-se um estudo da classificação deste tipo de marcha, descrição de alguns dos dispositivos de assistência utilizados atualmente e com um maior foco nos andarilhos. Adicionalmente, foi efetuado uma análise intensiva dos protocolos dos estudos realizados com os andarilhos de 4 pontas, 2 e 4 rodas. Esta análise dos protocolos, permitiu concluir que existem algumas limitações, que deverão, em trabalhos futuros, ser ultrapassadas. Algumas dessas limitações são, por exemplo, a falta da descrição da postura e

do padrão de marcha que o utilizador deve adquirir com um determinado DA, a força necessária para manobrar e elevar os DAs, o número de participantes ser limitado e com pequena variedade de tipo de desordens estudadas, entre outras. Para além destas falhas, esta revisão da literatura permitiu concluir a necessidade do desenvolvimento de um protocolo padrão, consoante a finalidade do estudo.

No capítulo 3 foi apresentado o projeto onde esta dissertação está inserida, como também uma visão geral do material utilizado para o seu desenvolvimento. Adicionalmente, foram expostos os algoritmos selecionados e a justificação da sua escolha para a caraterização da marcha e da postura do utilizador. As principais razões da seleção foram baseadas no baixo número de sensores, equipamento de custo reduzido e com um processamento dos sinais simplista. Assim, concluiu-se que a recorrência apenas a dois sensores inerciais, no quadril e no tornozelo, é suficiente para uma correta análise da marcha e da postura do utilizador.

No capítulo 4 foi revelado o estudo realizado em pacientes com Osteoartrose no joelho, sujeitos à cirurgia de Artroplastia Total do joelho. Os testes foram realizados no Hospital de Braga e foi estudada a marcha como também a postura. Em termos de resultados, aplicou-se uma *MANOVA* com medidas repetidas, um estudo sobre os dados originais e uma avaliação observacional. Conseguiu-se comprovar que, mesmo em pacientes que apresentam uma marcha debilitada, é possível detetar os eventos de marcha, a partir dos sinais de aceleração, durante a marcha assistida com os 3 DAs. Apesar de os pacientes apresentarem diferenças na marcha desenvolvida com cada DA, ainda assim, é possível a deteção dos eventos de marcha. Conseguiu-se verificar que com o avanço do tempo houve uma melhoria dos pacientes, como também, que o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços providenciou o devido apoio e estabilidade aos pacientes, os quais na primeira fase de testes estavam muito debilitados. Já as muletas (na primeira fase) e o andarilho de 4 pontas (na segunda fase) revelam características de uma marcha lenta e com menor segurança para o paciente. Tal foi mais notório para o andarilho de 4 pontas, uma vez que aos 15 dias, os pacientes apresentam uma maior mobilidade, logo, este resultado, indica que o DA está a limitar o devido desenvolvimento do paciente. Por outro lado, o andarilho de 4 pontas, é o dispositivo que providencia a maior estabilidade e equilíbrio ao paciente, onde este apresenta uma postura ereta, sendo o dispositivo mais indicado para pacientes instáveis. Em contrapartida, com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços, os pacientes têm que inclinar o tronco para se deslocarem com o dispositivo.

Em conclusão, apesar de o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços conferir estabilidade e o devido apoio aos pacientes na primeira fase, é necessário ter um certo cuidado na prescrição deste DA para pessoas com problemas de instabilidade. Contrariamente aos restantes DAs apresentados, este dispositivo apresenta 4 rodas, podendo deslizar e afastar-se do utilizador, enquanto que os outros têm uma base firme e fixa. No entanto, o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços é o dispositivo que permite um movimento contínuo e uma marcha mais próxima do natural, com maior facilidade para o manobrar e que não levou a nenhuma paragem, contrariamente aos restantes DAs, sendo o mais indicado para pacientes que têm que treinar a marcha.

No capítulo 5 foi descrito o desenvolvimento de uma máquina de estados para a identificação de diferentes estados do utilizador no andarilho. Para tal, descreveu-se todo o material utilizado, em termos de *hardware* e de *software* e, ainda, os algoritmos desenvolvidos para esse fim. Com este estudo conseguiu-se determinar com sucesso os diferentes estados testados, como a aplicação de mais ou menos carga sobre o andarilho, quedas, oscilação exagerada do quadril, distância do utilizador ao andarilho e ainda curvas realizadas.

Neste trabalho foram abordadas diversas áreas como a eletrónica, sensores, processamento do sinal, programação, bem como a componente teórica e prática da análise da marcha.

Em termos de trabalho futuro, deve ser estudado o efeito da inclinação do tronco durante a marcha com o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços e as suas implicações futuras, alargar o estudo realizado para outro tipo de pacientes, como também a validação da máquina de estados em pacientes. O algoritmo desenvolvido para a caracterização da marcha (parâmetros espácio-temporais) deveria ser mais robusto, ou seja, deveria ser eliminada a sua dependência de *thresholds* para a identificação dos eventos de marcha, eliminando assim a subjetividade de paciente para paciente. Adicionalmente, deveria ser utilizado um sensor inercial para cada tornozelo, de modo a avaliar a simetria do paciente de uma forma objetiva. Isto é, por exemplo, se uma perna apresentar um maior tempo na fase de apoio do que a outra, significaria que algo estava errado, uma vez que não existiria simetria entre os membros. Esta diferença seria provocada pela dor no joelho, o que se traduzia numa marcha a mancar. Com o estudo que se realiza neste trabalho, apenas se consegue detetar que a pessoa está a mancar através da avaliação observacional e não de forma objetiva.

Para finalizar, deveria ser acrescentado na máquina de estados a condição da altura do andarilho, se está correta ou não, pois este é um dos parâmetros que pode influenciar na postura do utilizador. Além disso, de modo a colmatar as desvantagens que o andarilho de 4 rodas com suporte de antebraços pode trazer à postura do paciente, propõe-se o desenvolvimento de um andarilho motorizado, de forma a que consiga interpretar as intenções e o estado do utilizador, através da máquina de estados desenvolvida. Deste modo, seria possível melhorar a instabilidade do utilizador, garantindo o seu bem-estar e segurança.

Bibliografia

Alexander, N. & Goldberg, A., 2005. *Gait Disorders: Evaluation and Management* 1ª ed. J. M. Hausdorff & N. B. Alexander, eds., Boca Raton: Taylor & Francis Group.

Alexander, N.B., 1996a. Differential diagnosis of gait disorders in older adults. *Clinics in geriatric medicine*, 12(4), pp.689–703. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8890111 [Accessed June 17, 2014].

Alexander, N.B., 1996b. Gait disorders in older adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 44(4), pp.434–51. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8636592 [Accessed June 17, 2014].

Alexander, N.B. & Goldberg, A., 2005. Gait disorders: search for multiple causes. *Cleveland Clinic journal of medicine*, 72(7), pp.586, 589–90, 592–4 passim. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16044655.

Ali, D. & Raad, J., 2014a. Rehab Measures - 10 Meter Walk Test. Available at: http://www.rehabmeasures.org/Lists/RehabMeasures/DispForm.aspx?ID=901 [Accessed June 4, 2014].

Ali, D. & Raad, J., 2013. Rehab Measures - Functional Ambulation Category. Available at: http://www.rehabmeasures.org/Lists/RehabMeasures/DispForm.aspx?ID=920 [Accessed June 5, 2014].

Ali, D. & Raad, J., 2014b. Rehab Measures - Timed Up and Go. Available at: http://www.rehabmeasures.org/Lists/RehabMeasures/DispForm.aspx?ID=903 [Accessed June 6, 2014].

Alkjaer, T. et al., 2006. Biomechanical analysis of rollator walking. *Biomedical engineering online*, 5, p.2. Available at: http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1334195&tool=pmcentrez&rendertype=abstract [Accessed November 25, 2013].

Alvarez, J.C. et al., 2007. Multisensor approach to walking distance estimation with foot inertial sensing. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference*, 2007(2), pp.5720–3. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18003311.

Aminian, K. et al., 2002. Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes. *Journal of biomechanics*, 35(5), pp.689–99. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11955509.

Andersen, D. a et al., 2007. Walker use, but not falls, is associated with lower physical functioning and health of residents in an assisted-living environment. *Clinical interventions in aging*, 2(1), pp.123–37. Available at: http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2684088&tool=pmcentrez&rendertype=abstract.

Anon, 1993. Barthel Activities of Daily Living (ADL) Index. *Occasional paper (Royal College of General Practitioners)*, (59), p.24. Available at: http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2560924&tool=pmcentrez&rendertype=abstract [Accessed June 9, 2014].

Arduino, Arduino - ArduinoBoardMega2560. Available at: http://arduino.cc/en/Main/arduinoBoardMega2560 [Accessed July 21, 2014].

Arduino, 2014. MPU-6050. Available at: http://playground.arduino.cc/Main/MPU-6050 [Accessed September 20, 2014].

Auvinet, B. et al., 2002. Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. *Gait & posture*, 16(2), pp.124–34. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12297254.

Axer, H. et al., 2010. Falls and gait disorders in geriatric neurology. *Clinical neurology and neurosurgery*, 112(4), pp.265–74. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20089351 [Accessed November 11, 2013].

Bachschmidt, R. a, Harris, G.F. & Simoneau, G.G., 2001. Walker-assisted gait in rehabilitation: a study of biomechanics and instrumentation. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 9(1), pp.96–105. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11482369.

Barela, A., 2005. *Análise biomecânica do andar de adultos e idosos nos ambientes aquático e terrestre*. Universidade de São Paulo. Available at: http://ebm.ufabc.edu.br/publications/md/barela05.pdf [Accessed June 14, 2014].

Bateni, H. et al., 2004. Can use of walkers or canes impede lateral compensatory stepping movements? *Gait & posture*, 20(1), pp.74–83. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15196524 [Accessed November 22, 2013].

Bateni, H. & Maki, B.E., 2005. Assistive devices for balance and mobility: Benefits, demands, and adverse consequences. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(1), pp.134–145. Available at: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999304004745 [Accessed November 19, 2013].

Behrman, A.L. et al., 2002. Is the functional reach test useful for identifying falls risk among individuals with Parkinson's disease? *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 83(4), pp.538–42. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11932858 [Accessed June 5, 2014].

Berg, K. & Norman, K.E., 1996. Functional assessment of balance and gait. *Clinics in geriatric medicine*, 12(4), pp.705–23. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8890112 [Accessed June 5, 2014].

Berg, K.O. et al., 1992. Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. *Canadian journal of public health = Revue canadienne de santé publique*, 83 Suppl 2, pp.S7–11. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1468055 [Accessed May 30, 2014].

Bloem, B.R. et al., 1992. Investigation of gait in elderly subjects over 88 years of age. *Journal of geriatric psychiatry and neurology*, 5(2), pp.78–84. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1590914 [Accessed June 17, 2014].

Bonnet, S. et al., 2004. Evaluation of postural stability by means of a single inertial sensor. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, 3, pp.2275–8. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17272181.

Braddom, R.L., 2006. *Physical Medicine & Rehabilitation* 3rd ed. R. M. Buschbacher & L. Chan, eds., Elsevier Health Sciences.

Bradley, S.M. & Hernandez, C.R., 2011. Geriatric assistive devices. *American family physician*, 84(4), pp.405–11. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21842786.

Cadima, J., 2010. *Estatística e Delineamento*, Lisboa.

Cheng, Y.-Y. et al., 2012. Principles of rehabilitation for common chronic neurologic diseases in the elderly. *Journal of Clinical Gerontology and Geriatrics*, 3(1), pp.5–13. Available at: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S221083351100075X [Accessed November 25, 2013].

Conradsson, M. et al., 2007. Berg balance scale: intrarater test-retest reliability among older people dependent in activities of daily living and living in residential care facilities. *Physical therapy*, 87(9), pp.1155–63. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17636155 [Accessed June 5, 2014].

Constantinescu, R. et al., 2007. Assistive devices for gait in Parkinson's disease. *Parkinsonism & related disorders*, 13(3), pp.133–8. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16914362 [Accessed November 25, 2013].

Crosbie, J., 1994. Comparative kinematics of two walking frame gaits. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 20(4), pp.186–92. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7987378.

Cubo, E. et al., 2003. Wheeled and standard walkers in Parkinson's disease patients with gait freezing. *Parkinsonism & Related Disorders*, 10(1), pp.9–14. Available at: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1353802003000609 [Accessed November 25, 2013].

Deathe, a B. et al., 1996. Stability of walking frames. *Journal of rehabilitation research and development*, 33(1), pp.30–5. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8868415.

Debi, R. et al., 2011. Correlation between single limb support phase and self-evaluation questionnaires in knee osteoarthritis populations. *Disability and rehabilitation*, 33(13-14), pp.1103–9. Available at: http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3116719&tool=pmcentrez&rendertype=abstract [Accessed May 31, 2014].

Debi, R. et al., 2009. Differences in gait patterns, pain, function and quality of life between males and females with knee osteoarthritis: a clinical trial. *BMC musculoskeletal disorders*, 10, p.127. Available at: http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2765955&tool=pmcentrez&rendertype=abstract [Accessed May 31, 2014].

Doheny, E.P. et al., 2012. Displacement of centre of mass during quiet standing assessed using accelerometry in older fallers and non-fallers. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, 2012, pp.3300–3. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23366631.

Duncan, P.W. et al., 1990. Functional reach: a new clinical measure of balance. *Journal of gerontology*, 45(6), pp.M192–7. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2229941 [Accessed June 5, 2014].

Duxbury, A., 2000. Gait Disorders and Fall Risk : Detection. *Comprehensive Therapy*, 26(4), pp.238–245.

Elbaz, A. et al., 2012. Can single limb support objectively assess the functional severity of knee osteoarthritis? *The Knee*, 19(1), pp.32–5. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21269835 [Accessed May 28, 2014].

Faruqui, S. & Jeblon, T., 2010. Ambulatory Assistive Devices in Orthopaedics : Uses and. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 18(1), pp.41–50.

Fast, A. et al., 1995. The instrumented walker: usage patterns and forces. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 76(5), pp.484–91. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7741624.

Fernandes, V., 2013. *Desenvolvimento de um sistema para análise de equilibrio baseado em sensores inerciais*. University of Minho.

Foley, M.P. et al., 1996. Effects of Assistive Devices on Cardiorespiratory Demands in Older Adults. *Physical therapy*, 76(12), pp.1313–1319.

Franchignoni, F. et al., 2010. Using psychometric techniques to improve the Balance Evaluation Systems Test: the mini-BESTest. *Journal of rehabilitation medicine*, 42(4), pp.323–31. Available at: http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3228839&tool=pmcentrez&rendertype=abstract [Accessed June 5, 2014].

Fregly, A.R. & Graybiel, A., 1968. An ataxia test battery not requiring rails. *Aerospace medicine*, 39(3), pp.277–82. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5636011 [Accessed June 5, 2014].

Frizera, A. et al., 2008. The Smart Walkers as Geriatric Assistive Device. The SIMBIOSIS Purpose. In *Proceedings of the 6th International Conference of the International Society for Gerontechnology*. pp. 1–6.

Gietzelt, M. et al., 2009. A clinical study to assess fall risk using a single waist accelerometer. *Informatics for health & social care*, 34(4), pp.181–8. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19919296 [Accessed June 13, 2014].

Greene, B.R. et al., 2010. Quantitative falls risk assessment using the timed up and go test. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 57(12), pp.2918–26. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20923729.

Greene, B.R. et al., 2012. Quantitative falls risk estimation through multi-sensor assessment of standing balance. *Physiological Measurement*, 33, pp.2049–2063.

Gupta, R.B. et al., 2006. Effect of rollator use on health-related quality of life in individuals with COPD. *Chest*, 130(4), pp.1089–95. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17035442 [Accessed November 25, 2013].

Haubert, L.L. et al., 2006. A comparison of shoulder joint forces during ambulation with crutches versus a walker in persons with incomplete spinal cord injury. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 87(1), pp.63–70. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16401440 [Accessed November 18, 2013].

Hausdorff, J.M., Rios, D. a & Edelberg, H.K., 2001. Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 82(8), pp.1050–6. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11494184 [Accessed January 4, 2014].

Heinemann, A., 2010. Rehab Measures - 6 Minute Walk Test. Available at: http://www.rehabmeasures.org/Lists/RehabMeasures/PrintView.aspx?ID=895 [Accessed June 19, 2014].

Hendrich, A., 2013. Fall Risk Assessment for Older Adults: The Hendrich II Fall Risk Model. *Try This: Best Practices in Nursing Care to Older Adults*, (8), pp.1–2.

Holder, C.G., Haskvitz, E.M. & Weltman, a, 1993. The effects of assistive devices on the oxygen cost, cardiovascular stress, and perception of nonweight-bearing ambulation. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 18(4), pp.537–42. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8220412.

Hollman, J., McDade, E. & Petersen, R., 2011. Normative Spatiotemporal Gait Parameters in Older Adults. *Gait & posture*, 34(1), pp.111–118.

Honeyman, P., Barr, P. & Stubbing, D.G., 1996. Effect of a walking aid on disability, oxygenation, and breathlessness in patients with chronic airflow limitation. *Journal of cardiopulmonary rehabilitation*, 16(1), pp.63–7. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8907444.

Van Hook, F.W., Demonbreun, D. & Weiss, B.D., 2003. Ambulatory devices for chronic gait disorders in the elderly. *American family physician*, 67(8), pp.1717–24. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12725450.

Horak, F.B., Wrisley, D.M. & Frank, J., 2009. The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Physical therapy*, 89(5), pp.484–98. Available at:

http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2676433&tool=pmcentrez&rendertype=abstract [Accessed May 24, 2014].

Hough, J.C., McHenry, M.P. & Kammer, L.M., 1987. Gait disorders in the elderly. *American family physician*, 35(6), pp.191–6. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3504105 [Accessed June 17, 2014].

Huisinga, J.M., George, R.J.S. & Horak, F.B., 2011. Variability measures of trunk and pelvis acceleration during walking and quiet stance are related in patients with multiple sclerosis and in healthy controls. In *The American Society of Biomechanics*. pp. 1–2.

Instrument, T., 1998. Intrumentation Amplifier - INA125. Available at: http://www.farnell.com/datasheets/80126.pdf [Accessed August 18, 2014].

Iosa, M. et al., 2012. Stability and harmony of gait in children with cerebral palsy. *Research in developmental disabilities*, 33(1), pp.129–35. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22093657 [Accessed June 13, 2014].

Ishigaki, N. et al., 2011. Analysis of pelvic movement in the elderly during walking using a posture monitoring system equipped with a triaxial accelerometer and a gyroscope. *Journal of biomechanics*, 44(9), pp.1788–92. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21546026 [Accessed May 18, 2014].

Ishikura, T., 2001. Biomechanical Analysis of Weight Bearing Force and Muscle Activiation Levels in the Lower Extremities during Gait with a Walker. *Acta Medica Okayama*, 55(2), pp.73–82.

Jacobs, J. V et al., 2006. An alternative clinical postural stability test for patients with Parkinson's disease. *Journal of neurology*, 253(11), pp.1404–13. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16788773 [Accessed May 24, 2014].

Jahn, K., Zwergal, A. & Schniepp, R., 2010. Gait disturbances in old age: classification, diagnosis, and treatment from a neurological perspective. *Deutsches Ärzteblatt international*, 107(17), pp.306–15; quiz 316. Available at: http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2872829&tool=pmcentrez&rendertype=abstract [Accessed November 24, 2013].

Jankovic, J., Nutt, J.G. & Sudarsky, L., 2001. Classification, diagnosis, and etiology of gait disorders. *Advances in neurology*, 87, pp.119–33. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11347215 [Accessed June 17, 2014].

Jasiewicz, J.M. et al., 2006. Gait event detection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals. *Gait & posture*,

24(4), pp.502–9. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16500102 [Accessed December 12, 2013].

Karaulova, I.A., Hall, P.M. & Marshall, A.D., 2002. Tracking people in three dimensions using a hierarchical model of dynamics. , 20, pp.691–700.

Kavanagh, J.J. & Menz, H.B., 2008. Accelerometry: a technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait & posture*, 28(1), pp.1–15. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18178436 [Accessed December 16, 2013].

Kegelmeyer, D. et al., 2013. Assistive devices alter gait patterns in Parkinson disease: advantages of the four-wheeled walker. *Gait & posture*, 38(1), pp.20–4. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23237981 [Accessed November 25, 2013].

Kelly, K.D. et al., 2003. Medication use and falls in community-dwelling older persons. *Age and ageing*, 32(5), pp.503–9. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12957999 [Accessed June 17, 2014].

Kloos, A. et al., 2012. The impact of different types of assistive devices on gait measures and safety in Huntington's disease. *PloS one*, 7(2), p.e30903. Available at: http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3281896&tool=pmcentrez&rendertype=abstract [Accessed November 25, 2013].

Kotiadis, D., Hermens, H.J. & Veltink, P.H., 2010. Medical Engineering & Physics Inertial Gait Phase Detection for control of a drop foot stimulator Inertial sensing for gait phase detection. *Medical Engineering and Physics*, 32(4), pp.287–297. Available at: http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2009.10.014.

Kuo, A.D., 2002. The relative roles of feedforward and feedback in the control of rhythmic movements. *Motor control*, 6(2), pp.129–45. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12122223 [Accessed June 18, 2014].

Lacey, G. & Dawson-howe, K., 1997. Evaluation of Robot Mobility Aid for the Elderly Blind. In *Proceedings of the Fifth International Symposium on Intelligent Robotic Systems*. pp. 1–7.

Lee, J.-A. et al., 2010. Portable activity monitoring system for temporal parameters of gait cycles. *Journal of medical systems*, 34(5), pp.959–66. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20703612 [Accessed January 4, 2014].

Lee, S.-W., Mase, K. & Kogure, K., 2005. Detection of spatio-temporal gait parameters by using wearable motion sensors. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in*

Medicine and Biology Society. Conference, 7, pp.6836–9. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17281844.

Leipzig, R.M., Cumming, R.G. & Tinetti, M.E., 1999a. Drugs and falls in older people: a systematic review and meta-analysis: I. Psychotropic drugs. *Journal of the American Geriatrics Society*, 47(1), pp.30–9. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9920227 [Accessed June 17, 2014].

Leipzig, R.M., Cumming, R.G. & Tinetti, M.E., 1999b. Drugs and falls in older people: a systematic review and meta-analysis: II. Cardiac and analgesic drugs. *Journal of the American Geriatrics Society*, 47(1), pp.40–50. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9920228 [Accessed June 17, 2014].

Leung, C.-Y. & Yeh, P.-C., 2008. A Study on the Potential Risk Factors for the Elders Using Walker. Available at: http://www.kyoto-seika.ac.jp/cumulus/e_programs/oralpdf/s3_4.pdf.

Liu, H.H., 2009. Assessment of rolling walkers used by older adults in senior-living communities. *Geriatrics & gerontology international*, 9(2), pp.124–30. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19740354 [Accessed September 17, 2014].

Liu, H.H. et al., 2009. Comparison of gait characteristics between older rolling walker users and older potential walker users. *Archives of gerontology and geriatrics*, 48(3), pp.276–80. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18359111 [Accessed September 17, 2014].

Liu, T., Inoue, Y. & Shibata, K., 2009. Development of a wearable sensor system for quantitative gait analysis. *Measurement*, 42(7), pp.978–988. Available at: http://dx.doi.org/10.1016/j.measurement.2009.02.002.

Lopes, A., 2010. A Marcha: a influência do Gerador de Padrão Central. In *Proceeding 1st ICH Gaia-Porto*. Porto. Available at: http://recipp.ipp.pt/bitstream/10400.22/1307/1/COM_AlexandreLopes_2010.pdf [Accessed June 18, 2014].

Lord, S.R. & Clark, R.D., 1996. Simple physiological and clinical tests for the accurate prediction of falling in older people. *Gerontology*, 42(4), pp.199–203. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8832267 [Accessed June 5, 2014].

Magee, D.J., 2005. *Avaliação musculoesquelética* 4th ed., Editora Manole.

Mancini, M. et al., 2011. Trunk accelerometry reveals postural instability in untreated Parkinson's disease. *Parkinsonism & related disorders*, 17(7), pp.557–62. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21641263 [Accessed December 16, 2013].

Mancini, M. & Horak, F.B., 2010. The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 46(2), pp.239–248.

Mann, W. et al., 1995. An Analysis of Problems with Walkers Encountered by Elderly Persons. *Physical & Occupational Therapy In Geriatrics*, 13(1), pp.1–23. Available at: http://www.informaworld.com/openurl?genre=article&doi=10.1300/J148v13n01_01&magic=crossref||D404A21C5BB053405B1A640AFFD44AE3.

Mariani, B., 2012. *Assessment of Foot Signature Using Wearable Sensors for Clinical Gait Analysis and Real-Time Activity Recognition*. École Polytechnique Fédérale de Lausanne.

Martins, M. et al., 2014. A Review of Advantages, Demands and Influence of Conventional and Smart Walkers on Gait Performance. *Disability and Rehabilitation Assistive Technology*, pp.1–40.

Martins, M. et al., 2013. Assessment of walker-assisted human interaction from LRF and wearable wireless inertial sensors. In *Internation Congress on Neurotechnology, Electronics and Informatics. Neurotechnix*. pp. 1–8.

Martins, M., 2011. *Online Control of a Mobility Assistance Smart walker*. University of Minho.

Mathias, S., Nayak, U.S. & Isaacs, B., 1986. Balance in elderly patients: the "get-up and go" test. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 67(6), pp.387–9. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3487300 [Accessed June 6, 2014].

Mathie, M.J. et al., 2004. Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. *Physiological Measurement*, 25(2), pp.R1–R20. Available at: http://stacks.iop.org/0967-3334/25/i=2/a=R01?key=crossref.5481871e0b03020758965c4529ae8764 [Accessed July 12, 2014].

Mayers, A., 2013. Multivariate analyses. In *Introduction in Statistics and SPSS in Psychology*. p. 86.

Mcquade, K.J., Finley, M. & Oliveira, A.S., 2011. Upper extremity joint stresses during walker-assisted ambulation in post-surgical patients. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 15(4), pp.332–337.

Means, K.M., 1996. The obstacle course: a tool for the assessment of functional balance and mobility in the elderly. *Journal of rehabilitation research and development*, 33(4), pp.413–29. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8895137.

Means, K.M. & O'Sullivan, P.S., 2000. Modifying a functional obstacle course to test balance and mobility in the community. *Journal of rehabilitation research and development*, 37(5), pp.621–32. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11322160.

Melis, E.H. et al., 1999. Analysis of assisted-gait characteristics in persons with incomplete spinal cord injury. *Spinal cord*, 37(6), pp.430–9. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10432263.

Menz, H.B., Lord, S.R. & Fitzpatrick, R.C., 2003a. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait & posture*, 18(1), pp.35–46. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12855299.

Menz, H.B., Lord, S.R. & Fitzpatrick, R.C., 2003b. Age-related differences in walking stability. *Age and ageing*, 32(2), pp.137–42. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16959488.

Miyasike-daSilva, V. et al., 2013. Use of mobility aids reduces attentional demand in challenging walking conditions. *Gait & posture*, 37(2), pp.287–9. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22840321 [Accessed November 25, 2013].

Mourey, F. et al., 2005. Mini motor test: a clinical test for rehabilitation of patients showing psychomotor disadaptation syndrome (PDS). *Archives of gerontology and geriatrics*, 40(2), pp.201–11. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15680502 [Accessed June 5, 2014].

Moylan, K.C. & Binder, E.F., 2007. Falls in older adults: risk assessment, management and prevention. *The American journal of medicine*, 120(6), pp.493.e1–6. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17524747 [Accessed June 17, 2014].

Myers, A.M. et al., 1998. Discriminative and evaluative properties of the activities-specific balance confidence (ABC) scale. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, 53(4), pp.M287–94. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18314568 [Accessed June 5, 2014].

Naing, L., Winn, T. & Rusli, B.N., 2006. Practical Issues in Calculating the Sample Size for Prevalence Studies. *Archives of Orofacial Sciences*, (1), pp.9–14.

O'Sullivan, M. et al., 2009. Correlation of accelerometry with clinical balance tests in older fallers and non-fallers. *Age and ageing*, 38(3), pp.308–13. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19252205 [Accessed January 21, 2014].

Oliver, D. et al., 1997. Development and evaluation of evidence based risk assessment tool (STRATIFY) to predict which elderly inpatients will fall: case-control and cohort studies. *BMJ (Clinical research ed.)*, 315(7115), pp.1049–53. Available at: http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2127684&tool=pmcentrez&rendertype=abstract.

Pappas, I.P. et al., 2001. A reliable gait phase detection system. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 9(2), pp.113–25. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11474964.

Phidgets Inc., 2012. Micro Load Cell (0-50kg) - CZL635. Available at: http://www.phidgets.com/products.php?product_id=3135_0 [Accessed August 17, 2014].

Pololu, 2001. Sharp. Available at: http://www.phidgets.com/products.php?product_id=3135_0 [Accessed August 17, 2014].

Priebe, J.R. & Kram, R., 2011. Why is walker-assisted gait metabolically expensive? *Gait & posture*, 34(2), pp.265–9. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21665475 [Accessed November 19, 2013].

Probst, V.S. et al., 2004. Mechanisms of improvement in exercise capacity using a rollator in patients with COPD. *Chest*, 126(4), pp.1102–7. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15486370 [Accessed November 25, 2013].

Raad, J., 2014a. Rehab Measures - Push and Release Test. Available at: http://rehabmeasures.org/Lists/RehabMeasures/DispForm.aspx?ID=1023 [Accessed June 5, 2014].

Raad, J., 2014b. Rehab Measures - Romberg Test. Available at: http://www.rehabmeasures.org/Lists/RehabMeasures/DispForm.aspx?ID=1173 [Accessed June 5, 2014].

Rigoberto, M.M., 2011. *Wearable inertial sensors for human movement analysis during the standing postural position and prior to the first step*. Chiba University.

Riva, F. et al., 2013. Estimating fall risk with inertial sensors using gait stability measures that do not require step detection. *Gait & posture*, 38(2), pp.170–4. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23726429 [Accessed November 14, 2013].

Roomi, J., Yohannes, a M. & Connolly, M.J., 1998. The effect of walking aids on exercise capacity and oxygenation in elderly patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Age and ageing*, 27(6), pp.703–6. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10408664.

Sabatini, A.M. et al., 2005. Assessment of Walking Features From Foot Inertial Sensing. *IEEE transactions on bio medical engineering*, 52(3), pp.486–494.

Salzman, B., 2010. Gait and balance disorders in older adults. *American family physician*, 82(1), pp.61–8. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20590073.

Schwenk, M. et al., 2011. Rollator use adversely impacts on assessment of gait and mobility during geriatric rehabilitation. *Journal of rehabilitation medicine : official journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine*, 43(5), pp.424–9. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21448557 [Accessed November 25, 2013].

Secretaria Municipal de Saúde, 2009. Medida de independência funcional - M.I.F. , 4, p.37.

Selles, R.W. et al., 2005. Automated estimation of initial and terminal contact timing using accelerometers; development and validation in transtibial amputees and controls. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 13(1), pp.81–8. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15813409.

Senden, R. et al., 2012. Accelerometry-based gait analysis, an additional objective approach to screen subjects at risk for falling. *Gait & posture*, 36(2), pp.296–300. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22512847 [Accessed January 21, 2014].

Senden, R. et al., 2011. The importance to including objective functional outcomes in the clinical follow up of total knee arthroplasty patients. *The Knee*, 18(5), pp.306–11. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20817472 [Accessed February 3, 2014].

Sharp, 2005. GP2Y0A21YK: Optoelectronic Device. , p.10. Available at: http://www.sharpsma.com/webfm_send/1208.

Silva, R.F. da, 2004. Provas Vestibulares. *Fundação Otorrinolaringologia*. Available at: http://www.forl.org.br/pdf/seminarios/seminario_32.pdf [Accessed June 5, 2014].

Smidt, G.L. & Mommens, M. a, 1980. System of reporting and comparing influence of ambulatory aids on gait. *Physical therapy*, 60(5), pp.551–8. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7384225.

Snijders, A.H. et al., 2007. Neurological gait disorders in elderly people : clinical approach and classification. , 6(January), pp.63–74.

Solway, S. et al., 2002. The short-term effect of a rollator on functional exercise capacity among individuals with severe COPD. *Chest*, 122(1), pp.56–65. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12114339.

Stevens, J. a et al., 2009. Unintentional fall injuries associated with walkers and canes in older adults treated in U.S. emergency departments. *Journal of the American Geriatrics Society*, 57(8), pp.1464–9. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19555423 [Accessed November 25, 2013].

Sudarsky, L., 2001. Neurologic disorders of gait. *Current neurology and neuroscience reports*, 1(4), pp.350–6. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11898541.

Tagawa, Y. et al., 2000. Analysis of human abnormal walking using a multi-body model: joint models for abnormal walking and walking aids to reduce compensatory action. *Journal of biomechanics*, 33(11), pp.1405–14. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10940399.

Takanokura, M., 2010. Optimal handgrip height of four-wheeled walker on various road conditions to reduce muscular load for elderly users with steady walking. *Journal of biomechanics*, 43(5), pp.843–8. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20006337 [Accessed November 25, 2013].

Tao, W. et al., 2012. Gait Analysis Using Wearable Sensors. *Sensors*, 12, pp.2255–2283.

Tereso, A. et al., 2014. Detection of Gait Events and Assessment of Fall Risk Using Accelerometers in Assisted Gait. *Proceedings of the 11th International Conference on Informatics in Control, Automation and Robotics*, pp.788–793. Available at: http://www.scitepress.org/DigitalLibrary/Link.aspx?doi=10.5220/0005117507880793 [Accessed October 8, 2014].

Thomas, M. et al., 2004. Clinical gait and balance scale (GABS): validation and utilization. *Journal of the Neurological Sciences*, 217(1), pp.89–99. Available at: http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022510X03002727 [Accessed June 6, 2014].

Thompson, P.D. & Nutt, J.G., 2007. Higher level gait disorders. *Journal of neural transmission (Vienna, Austria : 1996)*, 114(10), pp.1305–7. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17497231 [Accessed November 20, 2013].

Tiedemann, A. et al., 2008. The comparative ability of eight functional mobility tests for predicting falls in community-dwelling older people. *Age and ageing*, 37(4), pp.430–5. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18487264 [Accessed May 25, 2014].

Tinetti, M., Williams, T. & Mayewski, R., 1986. Fall risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities. *The American journal of medicine*, 80(3), pp.429–34. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3953620 [Accessed June 6, 2014].

Toebes, M.J.P. et al., 2012. Local dynamic stability and variability of gait are associated with fall history in elderly subjects. *Gait & posture*, 36(3), pp.527–31. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22748312 [Accessed November 14, 2013].

Tousi, B., 2012. *Clinical Review of Neurological Gait Disorders in the Elderly*, Available at: http://www.americangeriatrics.org/files/documents/annual_meeting/2012/handouts/thursday/R1300-5322_Babak_Tousi.pdf.

VanSwearingen, J.M. et al., 1996. The modified Gait Abnormality Rating Scale for recognizing the risk of recurrent falls in community-dwelling elderly adults. *Physical therapy*, 76(9), pp.994–1002. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8790277.

Vaughan, C., Davis, B. & Connor, J.C.O., 1999. *Dynamics of Human Gait* 2nd ed. C. Vaughan, ed., Cape Town, South Africa: Kiboho Publishers.

Vennila, K. & Aruin, A., 2011. Postural control in response to a perturbation: role of vision and additional support. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale*, 212(3), pp.385–97. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21643717 [Accessed November 25, 2013].

Verghese, J. et al., 2006. Epidemiology of gait disorders in community-residing older adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 54(2), pp.255–61. Available at: http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1403740&tool=pmcentrez&rendertype=abstract [Accessed June 17, 2014].

Vogt, L. et al., 2010. Rollator use and functional outcome of geriatric rehabilitation. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 47(2), p.151. Available at: http://www.rehab.research.va.gov/jour/10/472/pdf/vogt.pdf [Accessed November 25, 2013].

Watanabe, T. et al., 2011. A preliminary test of measurement of joint angles and stride length with wireless inertial sensors for wearable gait evaluation system. *Computational intelligence and neuroscience*, 2011, p.975193. Available at: http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3175383&tool=pmcentrez&rendertype=abstract [Accessed December 16, 2013].

Watanabe, T. & Saito, H., 2011. Tests of wireless wearable sensor system in joint angle measurement of lower limbs. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, 2011, pp.5469–72. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22255575.

Weiss, A. et al., 2010. Can an accelerometer enhance the utility of the Timed Up & Go Test when evaluating patients with Parkinson's disease? *Medical engineering & physics*, 32(2), pp.119–25. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19942472 [Accessed June 6, 2014].

Wellmon, R. et al., 2006. Changes in dual-task voice reaction time among elders who use assistive devices. *Journal of geriatric physical therapy (2001)*, 29(2), pp.74–80. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16914064.

Whittle, M., 2007. *Gait Analysis an Introduction* 4ª ed., Philadelphia: Elsevier's Health Sciences.

Wright, D.L. & Kemp, T.L., 1992. The Dual-Task Methodology and Assessing the Attentional Demands of Ambulation with Walking Devices David L Wright and Tammy L Kemp. *Journal of the American Physical Therapy Associatio and Fysiotherapeut*, 72(4), pp.306–312.

Yelnik, A. & Bonan, I., 2008. Clinical tools for assessing balance disorders. *Neurophysiologie clinique = Clinical neurophysiology*, 38(6), pp.439–45. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19026963 [Accessed May 25, 2014].

Youdas, J.W. et al., 2005. Partial weight-bearing gait using conventional assistive devices. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 86(3), pp.394–8. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15759217 [Accessed November 25, 2013].

Zijlstra, W. & Hof, A.L., 2003. Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. *Gait & posture*, 18(2), pp.1–10. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14654202.

Anexos

ANEXO A

Anexo A.1. Protocolos utilizados nos estudos realizados com andarilhos

Tabela A.1 – Estudos realizados com mais do que um tipo de andarilho.

Autor/es	Participantes	Protocolo de Teste/Instrumentação	Parâmetros a avaliar	Processamento dos Dados/Análise Estatística	Objetivo da investigação	Principais Conclusões	
						Benefícios do andarilho	Riscos/Exigências do andarilho
(Wright & Kemp 1992)	10 pessoas; idade média: 30.8±8.1 (22-49) anos; Critério de inclusão: saudáveis e não utilizadores de andarilhos. Assinatura de consentimento.	- Instrumentação: microfone, cronómetro e alarme (tom de 1500 Hz); - 3 condições: sem DA, andarilho de 4 pontas e de 4 rodas; - 3 fases: 1ª execução da tarefa secundária; 2ª execução das condições de marcha; 3ª Execução da ambas as tarefas; - Distância percorrida: 6.1m; - Explicação do procedimento da sessão; Tarefa secundária: reprodução de uma resposta vocálica o mais rápido possível, aquando da produção do tom)	Espácio-temporais: comprimento do passo, tempo e número de passos, cadência; Tempo de resposta de voz: *VRT – Voice Response Time*.	- Média e desvio-padrão; - *ANOVA*; - Teste *Tukey post hoc*; - $p<0.05$	Estudo da atenção exigida durante a marcha com DA; Aplicação do teste de duas tarefas;	-	A marcha assistida com DA resulta numa menor cadência; Maior exigência de atenção e *VRT* com o andarilho de 4 pontas;
(Holder et al. 1993)	9 pessoas; idade média: 29.11 ± 2.62 anos; peso médio: 66.5 1±12.10 kg; altura média: 168.94± 6.53 cm; Critérios de inclusão: saudáveis e sem história de problemas cardiovasculares ou respiratórios. Assinatura de consentimento.	- Instrumentação: cronómetro, passadeira, dispositivos para medição de parâmetros metabólicos na pessoa; - 4 condições: sem DA, muletas axilares, andarilho de 4 pontas de 4 rodas; Ordem aleatória; - Antes do teste: Teste do consumo de oxigénio realizado na passadeira; - Dispositivos previamente ajustados (ângulo do cotovelo de 15 a 30°, altura 5 cm abaixo da axila); - Sessão de treino; - Teste: caminhar à velocidade pessoal durante 7 minutos para cada condição, num percurso plano e oval de 24.5 m; - 2 testes, 1 semana de intervalo, para cada condição; - Intervalos de descanso entre cada condição até a frequência	Velocidade; parâmetros metabólicos: consumo de oxigénio, frequência cardíaca, pressão sanguínea, perceção de esforço e produto cardiovascular (frequência cardíaca com pressão sanguínea sistólica);	– Média e desvio-padrão; – *ANOVA*; – Teste de *Tukey*; – Coeficiente de correlação de *Pearson*; – *T*-teste; – Confiabilidade (teste-reteste); – $p<0.05$	Comparação dos parâmetros metabólicos entre marcha sem e com DA (muletas axilares, andarilho de 4 pontas e 4 rodas).	Ambulação com muletas axilares resulta num menor consumo de oxigénio por metro e maior velocidade.	Andarilho de 4 pontas: Aumento do consumo energético; Andarilho com rodas: Maior consumo de oxigénio por metro, aumentando a frequência cardíaca; Andarilho sem e com rodas: redução da velocidade e mais esforço para mover o andarilho;

		cardíaca e pressão sanguínea retornar aos valores normais;					
(Foley et al. 1996)	10 pessoas (3 homens, 7 mulheres); idade média: 60.3±8.4 (50-74) anos; Critério de inclusão: saudáveis sem nenhuma limitação funcional, problemas médicos e independentes de DA para ambulação. Assinatura de consentimento.	- Instrumentação: cronómetro, dispositivos para medição de parâmetros metabólicos na pessoa; - 4 condições: sem DA, bengala, andarilho de 4 pontas e de rodas; Ordem aleatória; - Explicação do procedimento da sessão; - Sessão de treino (5 min); - Teste: caminhar durante 2 minutos à velocidade pessoal, numa superfície plana, com 45.7 m de comprimento e 7.6 m de largura; - Intervalos de descanso entre cada condição até a frequência cardíaca e pressão sanguínea retornar aos valores normais;	Parâmetros metabólicos: consumo de oxigénio, frequência cardíaca, equivalente metabólico da tarefa - *MET* (metabolic equivalent of resting metabolism), pressão sanguínea, produto cardiovascular, taxa de esforço físico, pressão sistólica, pressão diastólica, ventilação por minuto, volume total e frequência respiratória; velocidade.	– Média e variância; – *ANOVA*; – Análise *Newman-Keuls post hoc*; – $p<0.05$	Comparação e quantificação das exigências cardiorrespiratórias durante a ambulação sem DA e com vários DA em idosos;	Nenhuma diferença foi detetada nas exigências fisiológicas entre ambulação sem DA e com bengala ou andarilho de 2 rodas.	Andarilho de 4 pontas: Exige > oxigénio por metro do que a marcha sem DA e do que o andarilho com rodas; > frequência cardíaca por metro, comparativamente sem DA e com o andarilho com rodas; O andarilho não é recomendado para pacientes com enfarte do miocárdio.
(Roomi et al. 1998)	27 pessoas (15 homens, 12 mulheres); idade média: 75 (70-82) anos; Critérios de Inclusão: pacientes externos, clinicamente estáveis com nenhuma alteração na medicação; Critérios de exclusão: agravamento do COPD ou toma de esteroides nas últimas 6 semanas, estado de confusão, participação num programa de reabilitação respiratório e limitação física causada por outras doenças. Assinatura de consentimento.	– Instrumentação: cronómetro, oxímetro de pulso e espirómetro; – 4 condições: sem DA, andarilho de 4 pontas, 2 e 4 rodas; Ordem aleatória; – Teste: Realização do teste *6MW* (caminhar durante 6 minutos) para cada condição; – 4 testes em 4 dias, para cada condição; – Tempo de descanso de 6 min.	Distância percorrida em 6 min; Parâmetros metabólicos: saturação de oxigénio.	– T-teste emparelhado; – $p<0.05$	Avaliação do efeito do andarilho de 4 pontas, 2 e 4 rodas no testes *6MW* e na oxigenação arterial durante o exercício em idosos com DPOC;	Andarilho de 2 rodas: melhoria na capacidade de exercício e na saturação de oxigénio durante o exercício realizado com idosos com COPD; aumento da distância percorrida e velocidade. O uso do andarilho de 4 rodas não afectou significativamente valores de ambulação sem DA. Andarilho de rodas melhoram a capacidade de exercício em pacientes idosos com DPOC.	Andarilho de 4 pontas: redução da distância média percorrida e da velocidade; aumento dos custos metabólicos; redução da mobilidade.
(Cubo et al. 2003)	19 pessoas; Critério de inclusão: 5 pessoas diagnosticadas com Parkinson e 4 não dementes.	- Instrumentação: feixe de laser e câmara de vídeo. - 5 condições; sem DA, andarilho de 4 pontas, andarilho com rodas, andarilho com rodas com o feixe de laser ligado ao longo do percurso, sendo ativado pelo paciente quando este tem um episódio de *freezing* – bloqueio motor; - Sessão de treino; - Teste: caminhar ao longo de um caminho pré-definido (levantar de uma cadeira, passar uma porta, caminhar em frente, roda e voltar para trás); - 3 ensaios para cada condição; - *UPDRS* (*Unified Parkinson's Disease Rating Scale*), *MMSE* (*Mini Mental Status Examination*).	Temporais: duração da marcha e de bloqueio motor; número de bloqueios motores;	- Modelos misturados e teste *Friedman* (α=0.05); - Correção *Bonferroni* para múltiplos testes; - $p<0.017$ - *Software*: *SAS*.	Comparara a eficácia de 2 Das (andarilho de 4 pontas e de rodas) com marcha livre para pacientes com Parkinson e marcha com bloqueios motores.	Nenhum andarilho reduz os bloqueios motores, nem a adição do laser confere nenhuma vantagem para os andarilhos com rodas;	Uso de qualquer um dos DAs reduz a velocidade de marcha, comparativamente com a marcha sem DA. O andarilho de 4 pontas aumenta os bloqueios motores e o andarilho com rodas não tem nenhum efeito;
(Leung & Yeh,2008)	19 pessoas (11 homens, 8 mulheres); idade média: 73.21±8.48 (64- 88) anos; Critério de inclusão:	- Instrumentação: câmara de vídeo; - Questionário com 37 itens e está dividido em 4 partes: historial do participante, estado de uso do andarilho, atividade-	Respostas do questionário; Vídeos.	- Média e desvio padrão; - *T-Teste*; - Análise de variância	Investigar se existem ou não potenciais fatores de risco que causem danos,	Equilíbrio estável e a prevenção de deslize são reconhecidos	Dor nos pulsos, ombros, costas e peito; Mau funcionamento do

	idade > 65 anos, sem nenhuma doença grave nos últimos 3 meses, como doenças cardíacas coronárias, falhas cardíacas ou infeções pulmonares, nenhum problema ortopédico, utilização do andarilho ou que já tivesse utilizado e sem nenhuma doença neurológica.	des em que utiliza o andarilho e a opinião do utilizador; - Caminhar com o DA;		Simples: *ANOVA*; - Se os resultados forem significantes utilizar *LSD* (*Least significant difference*) *post-hoc* teste; - p<0.05 - *Software*: *SPSS*.	quando idosos utilizam os andarilhos e a necessidade de projetar um novo modelo de andarilho;	como uma função importante dos andarilhos; Muitos idosos utilizam o andarilho de 4 pontas; Os autores acreditam que a função de travão é a menos importante;	travão; Bater com os pés ou com as pernas, enquanto caminha com o andarilho é um problema significante causado pela utilização deste DA; Sugestões de algumas melhorias para projetar novo andarilho.
(Liu 2009)	158 pessoas; Critério de Inclusão: utilização do andarilho há 24 meses e idade > 65 anos.	– Instrumentação: câmara de vídeo; – Questionário sobre andarilhos (2 e 4 rodas); – MMSE; dados demográficos das pessoas; – 7 meses de estudo.	Altura do andarilho; manutenção do andarilho; postura da pessoa durante a fase de apoio e enquanto caminha, padrão de marcha enquanto caminha em frente e em curvas; Número de pessoas que caíram;	– Teste *'chi-square';* – *ANOVA*; – p<0.05 – Software: *SPSS*.	Fornecer informação sobre a utilização do andarilho com rodas, para facilitar os profissionais a compreender de que forma devem educar os utilizadores de andarilhos;	Andarilhos de 2 e 4 rodas aumentam a base de suporte; melhoram o equilíbrio e mobilidade; Reposicionamento do tronco para a frente;	Andarilhos de 2 e 4 rodas causam perda do balanço do braço; Postura incorreta; Aumento do risco de queda;
(Stevens et al. 2009)	47 312 pessoas; Critério de inclusão: idade > 65 anos, tratados nas urgências dos hospitais para pessoas com danos de quedas que foram intencionais e não fatais; Critério de Exclusão: casos em que as quedas não estavam relacionadas com o uso do seu próprio DA;	– Dados dos pacientes tratados nas urgências dos hospitais desde 1 de Janeiro de 2001 até 31 de Dezembro de 2006;	Sexo, idade, se a queda foi com uma bengala ou andarilho, diagnóstico primário, parte do corpo afetada, disposição, localização e circunstâncias da queda.	- Procedimento da estimativa da variância direta, que conta com os pesos das amostras e estrutura da amostragem; - p < 0.05.	Caracterização dos problemas relacionados com as quedas não fatais e não intencionais, associadas com andarilhos e bengalas em idosos.	-	Os incidentes provenientes das quedas com o andarilho foram 7 vezes maiores do que com a bengala;
(Priebe & Kram 2011)	10 pessoas (5 homens, 5 mulheres); idade média: 25.8±4.4 anos; peso corporal médio: 70.9±12.2 kg; Critérios de inclusão: jovens e saudáveis. Assinatura de consentimento.	– Instrumentação: passadeira, sistema de análise de gás e câmara de vídeo; – 4 condições: sem DA, 2 rodas, 4 rodas e de 4 pontas andarilhos; ordem aleatória; – 2 padrões de marcha: bípede and *step-to*. – Altura do andarilho ajustada com o ângulo de flexão do cotovelo entre 20° a 30°. – Sessão de Treino; – 1° teste: caminhar à velocidade pessoal numa passadeira de 30m; – Caminhar a uma velocidade de 0.30 m/s durante 7 minutos; – 2 testes para cada condição; – Descanso de 3 min.	Espácio-temporais: Velocidade de marcha, cadência e comprimento da passada; Medidas metabólicas: taxa média de consumo de oxigénio, produção de oxigénio e custo bruto de transporte;	- *ANOVA* - *Tukey post hoc*; - p < 0.05.	Comparação do consumo metabólico para os diferentes andarilhos e determinação dos parâmetros espácio-temporais;	Andarilho de 4 rodas exige menos consumo de oxigénio do que o de 2 rodas.	O custo metabólico por distância percorrida foi maior para o andarilho de 4 pontas; O elevado custo para o de 4 pontas é devido: à baixa velocidade de marcha, o padrão de marcha *step-to* e o movimento repetitivo da elevação do andarilho; Andarilho de 4 rodas não tem a estabilidade estática que o de 4 pontas oferece.
(Kloos et al. 2012)	21 pessoas: Critérios de Inclusão: pacientes diagnosticados com a doença de Huntington; capacidade de compreensão de instruções complexas de forma a realizar adequadamente as tarefas do *UHDRS* (*Unified Huntington's Disease Rating Scale*); capacidade	- Instrumentação: *GaitRite®* - 7 condições: sem DA, bengala, bengala mais pesada, andarilho de 4 pontas e de 2, 3 ou rodas; ordem aleatória; - Sessão de treino; - Teste: caminhar 4.88 m a um passo normal e confortável, à volta de 2 obstáculos num padrão em forma de uma 8; - O 1° teste para cada condição foi de treino; - 4 testes para cada condição;	Espácio-temporais: tempo de passo, comprimento da passada, tempo da fase de balanço e de duplo suporte, número de tropeçõess e largura da base de suporte.	- Coeficiente de variação; - *ANOVA* com medidas repetidas; - *Tukey post hoc*; - p <0.05. - Software: *SAS*.	Avaliar o efeito da utilização de DA na marcha em pacientes com a doença de Huntington;	3 e 4 rodas produzem a marcha com maior velocidade e maior comprimento de passada comparativamente com os outros andarilhos; 4 rodas produz	4 pontas aumentam o tempo em suporte duplo; marcha mais variada; 2 rodas e 4 pontas produzem uma redução significativa da velocidade de marcha e do

	de andar no mínimo 10 m sem DA ou sem assistência física; ausência de outros problemas no sistema nervoso central; ausência de desordens ortopédicas ou neurológicas periféricas que afectem os membros; Assinatura de consentimento.					menos variabilidade na marcha; menos quedas e tropeçõess; menos esforço para manobrar o andarilho; mais estabilidade; melhor dipositivo para utilizar em percursos com obstáculos;	comprimento da passada comparativamente com marcha livre. 2, 3 e 4 rodas produzem uma base de suporte mais estreita comparativamente com a marcha não assistida; 3 rodas resulta num maior tempo em suporte duplo do que o de 4 rodas ou marcha livre; 4 rodas causa medo de queda;
(Kegelmeyer et al. 2013)	27 pessoas (22 homens, 15 mulheres); idade média: 69.7±1.3 (55– 83) anos; Critérios de Inclusão: Pacientes diagnosticados com Parkinson, sem utilização regular de DA, défices de marcha e equilíbrio avaliados no *UPDRS*; capacidade de caminhar no mínimo 10m sem DA; ausência de desordens ortopédicas ou neurológicas periféricas que afectem os membros;	Igual ao Kloos el al (2012).	Espácio-temporais: número de tropeçõess, número de episódios de bloqueios motores, velocidade, comprimento da passada, tempo da fase de balanço e de apoio e largura da base de suporte.	- Coeficiente de variação; - *ANOVA* com medidas repetidas; - *Tukey post hoc*; - p <0.05. - Software: *SAS*.	Avaliar o efeito da utilização de DA na marcha em pacientes com Parkinson.	4 rodas produz uma marcha mais segura e com menos variabilidade.	4 pontas: marcha mais variável e lenta comparativamente com outros Das; exigência de maior atenção; 4 pontas e 3 rodas provocam uma redução da velocidade de marcha e do comprimento da passada, comparativamente com os outros Das. 2 rodas produz uma maior número de episódios de bloqueios motores ao realizar curvas.

Tabela A.2 - Estudos que avaliam a influência do andarilho de 4 pontas.

Autor/es	Participantes	Protocolo de Teste/Instrumentação	Parâmetros a avaliar	Processamento dos Dados/Análise Estatística	Objetivo da investigação	Principais Conclusões	
						Benefícios do andarilho	Riscos/Exigências do andarilho
(Smidt & Mommens 1980)	25 pessoas (12 homens, 13 mulheres); idade média: 22 anos; altura média:168 cm; peso médio: 64.6 kg; Critérios de inclusão: normais e saudáveis.	– Instrumentação: sistema de análise de marcha automático com acelerómetros triaxiais (dispostos posterior ao sacro), *switches* no pé sensíveis à pressão (colocados no calcanhar e no antepé), unidade de amplificação	Espácio-temporais: velocidade, comprimento de passo, tempo do ciclo de marcha, razão Fase de Balanço/tempo, razão Fase de Apoio/tempo, razão passo-distância, tempo de passo, tempo de duplo suporte. Cinemática: aceleração do corpo.	- Média e desvio-padrão; - p <0.05.	Apresentação de uma abordagem padrão que descreve a marcha quando são utilizados DAs; Dados de referência para os padrões de marcha assistida e não assistida em adultos normais; abordagem de implicações clínicas para seleção de variáveis da marcha.	Razão de fase de balanço/tempo e a razão fase de apoio/tempo são simétricas.	Pessoas caminham mais devagar com o andarilho de 4 pontas do que sem. Acelerações verticais foram desproporcionalmente elevadas. Comprimento de passo assimétrico. Tempo de duplo suporte e tempo de passo foram assimétricos.

		do sinal e um computador; fita métrica colocada no percurso; – 10 condições: (1) sem DA e (2) bengalas, muletas, andarilho de 4 pontas com 9 padrões de marcha diferentes; ordem aleatória. – Sessão de treino; – (1) 3 categorias: velocidade pessoal, velocidade moderada (71-110 cm/sec), baixa velocidade (31-70 cm/sec) e velocidade muito lenta (30 cm/sec ou menos); 2 testes; – (2) 2 testes para cada condição.					
(Crosbie 1994)	10 pessoas (3 homens, 7 mulheres); idade média: 58.3 (45-67) anos; Critério de inclusão: Normais e saudáveis.	– Instrumentação: 3 câmaras (2 dos lados sagitais e no final do percurso), indicadores refletores colocados em pontos anatómicos estratégicos e no andarilho de 4 pontas; – Altura do andarilho ajustada ao nível do pulso; cotovelos fletidos 30°; – 2 padrões de marcha: marcha D (o andarilho de 4 pontas é movido para a frente seguido pelo pé esquerdo e posteriormente o direito) e a marcha S (o andarilho e o pé direito movem-se simultaneamente seguido pelo pé esquerdo); ordem aleatória; – Sessão de treino; – Teste: caminhar à velocidade pessoa um percurso de 8 m; – 5 testes para cada padrão de marcha;	Deslocamentos espácio-temporais: distancia percorrida com o andarilho, tempo com o andarilho, comprimento do passo direito e esquerdo, tempo de passo esquerdo e direito, duração do ciclo de marcha, cadência e velocidade média do andarilho/pessoa; Deslocamento lineares e angulares do tronco, coxa, canela e andarilho.	– A parte média de 2 ciclos de cada teste foi utilizada para análise; – Deslocamentos espácio-temporais foram divididos pela altura total das pessoas; – Os dados foram sujeitos a uma análise de *Fourier* e a uma filtragem por um filtro de 4ª ordem *Butterworth* sem atraso com uma frequência de corte de 6hz; – Média e desvio-padrão; – A*NOVA*; – Teste *Schéffé's*; – p<0.05 – Software: *Minitab*.	Comparar os dois tipos de marcha considerando os padrões de movimento das articulações e os parâmetros espácio-temporais.	Marcha D é mais lenta mas causa menos perturbação no equilíbrio; pode facultar uma maior segurança e estabilidade ao utilizador.	Marcha descontínua não causa nenhum benefício no momento linear do corpo para a frente; Marcha S exige uma menor flexão da postura no quadril durante o período de transferência de peso para o andarilho.
(Fast et al.	12 pessoas (7 mulhe-	- Instrumentação: Senso-		- Os sinais elétricos foram		Redução da carga/peso corporal	Exigência de especificação do andari-

1995)	res, 5 homens); intervalo de idades: 24-90 anos; critério de inclusão: diversos diagnósticos relacionados com a disfunção da marcha.	res de pressão foram colocados em cada perna a 0.38m a partir do solo; - Sessão de calibração; - Ajuste da altura do andarilho de forma aos cotovelos estarem fletidos entre 20 a 30°; - Teste: caminhar 30 segundos à sua velocidade pessoal; - 2 testes;	Cinética: Carga Axial, flexão anterior-posterior e flexão medio-lateral.	convertidos de milivolts para libras.	Desenvolvimento de um andarilho instrumentado, para avaliar as forças que são aplicadas no dispositivo ao longo da marcha e observar a forma de utilização do andarilho em diversos pacientes com problemas de marcha.	nos membros inferiores; suporte de uma grande percentagem do peso corporal.	lho para cada paciente.
(Deathe et al. 1996)	11 pessoas (7 homens, 5 mulheres); idade média: 64.5±15.8 anos; peso médio: 69.9±11.5 kg; nível de amputação: 2 acima do joelho, 9 abaixo do joelho; Critérios de inclusão: Amputação unilateral e dependentes do andarilho, mas capazes de caminhar pelo menos 5 m sem precisarem de parar. Assinatura do consentimento.	– Instrumentação: Sistema de Telemetria, extensómetros em cada perna do andarilho e sensores de força; Frequência:125Hz; – 3 condições de altura: ao nível do pulso do paciente, acima e abaixo; – Sessão de treino; – Teste: caminhar durante 30s; – 3 testes para teste;	CP; espácio-temporais: tempo de balanço e de apoio, % da passada completa, duração da passada, balanço da perna protésica, fase de meio apoio, balanço da perna saudável, carga aplicada no andarilho, balanço do andarilho, apoio das 2 pernas do andarilho e apoio de 1 perna do andarilho.	– Dados de força: filtragem digital por um filtro de 2ª ordem, com uma frequência de corte de 10 Hz, utilizado para calcular CP; – Parâmetros calculados para cada fase e quando o andarilho está em contacto com solo. – Média e desvio-padrão; – Análise da variância entre as pessoas; – $p<0.05$	Avaliar a relação entre a estabilidade e a altura do andarilho durante a marcha com este dispositivo.	A altura do andarilho não influência a duração da passada do andarilho; altura mais baixas aliviam a carga na perna protésica; Pacientes com limitações no membros superiores precisam de um andarilho mais alto;	Altura do andarilho e o aumento das forças horizontais aplicadas no dispositivo podem gerar instabilidade; Alturas mais baixas aumentam requerem uma maior exigência aos membros superiores;
(Melis et al. 1999)	10 pessoas (3 mulheres, 7 homens); idade média: 41±24 (24-72) anos; Critérios de inclusão: todos as pessoas foram diagnosticadas com uma lesão na medula espinal há mais de 1 ano, completaram a reabilitação e podem caminhar até 20 m com o DA.	– Instrumentação: 16 extensómetros na ponta de cada perna do dispositivo; 3 indicadores refletores no dispositivo; 7 indicadores refletores do lado mais fraco da pessoa; câmara de vídeo; – 3 condições: andarilho de 4 pontas, muletas axilares e bengala; – Teste: caminhar 10 m ao longo de um percurso plano à velocidade pessoal; – 5 testes para cada condição; – Períodos de descanso;	Cinética: forças compressivas axiais ao longo do eixo do dispositivo, força de flexão anterior-posterior e medio-lateral; orientação do dispositivo; Espácio-temporais: velocidade da marcha, cadência, comprimento do passo e razão apoio/balanço. Cinemática: ângulos do tronco, quadril, joelho e tornozelo.	– Filtragem dos dados a 10 Hz; – Ângulos normalizados para 100% do ciclo da marcha; – Média e desvio-padrão; – Sinais de força filtrados a 25 Hz e normalizadas com o peso corporal das pessoas e 100% do tempo de contacto; – *Software: Ariel Performance Analysis System.*	Determinar a influência dos andarilhos, muletas e bengala em pacientes com lesão na medula espinal.	Mais estável; forças elevadas podem suportadas pelo andarilho (suporte vertical);	Redução da cadência com o andarilho; fase de apoio mais longa com o andarilho; decréscimo da excursão do quadril e redução do comprimento do passo; tronco fletido;
(Bachschmidt et al. 2001)	7 pessoas (4 homens, 3 mulheres); idade	– Instrumentação: 6 câmaras (60 Hz) com	Espácio-temporais: cadência, velocidade, comprimento da	– Dados de força: 15 Hz filtro *anti-aliasing*;	Estudo das alterações cinéticas dos membros superiores que ocorrem com o	Os braços do andarilho têm a função de pernas, suportando o	Maiores exigências ao nível do cotovelo e do ombro;

	média: 27.9±7.5 anos; peso médio: 74.8±24.4; altura média: 174±64 cm; Critérios de inclusão: nenhuma cirurgia nos membros inferiores, sem historial de AVCs ou alguma patologia músculo-esquelética, sem limitações cardiovasculares, sem utilização prévia do andarilho e pessoa destra. Assinatura do consentimento.	indicadores refletivos nos braços, pernas, pescoço e quadril; Extensómetros em cada perna do andarilho e 6 conjuntos em cada manípulo; sistema de áudio *feedback*; andarilho dinamómetro. – Sessão de calibração dos sensores; – 3 condições de carga: 0%, 10% e 50% do peso corporal; – Altura do andarilho ajustada ao nível do pulso de cada pessoa; – Sessão de treino; – Padrão de marcha de 3 pontos, atrasada, marcha de 5 pontos; – Teste: caminhar 10m à velocidade pessoal; – 3 testes para cada condição.	passada e razões apoio-balanço; Cinemática: posições angulares das articulações, velocidade e aceleração; Cinética: carga aplicada no andarilho, forças e momentos das articulações internas e momentos.	– Os dados foram temporalmente normalizados como uma % do ciclo de marcha do andarilho; – Média e desvio-padrão; – Diferenças entre o máximo e o mínimo foram analisadas com os testes *Mann-Whitney U* e *Wilcoxon Matched Pairs*; – Estatísticas não paramétricas; – $p<0.05$	uso do andarilho de 4 pontas.	corpo contra as forças de reação do solo.	
(Ishikura 2001)	30 pessoas (15 homens, 15 mulheres), idade média: 22.3±3.3 anos; peso médio: 58.3±9.1 kg; altura média: 164.7±6.9 cm; Critérios de inclusão: pessoas saudáveis, que não tenham tido nenhuma doença que tenha causado problemas nos membros superiores, inferiores e no tronco. Assinatura do consentimento.	Experiência 1: plataformas de força (100Hz). - 2 condições: com e sem ndarilho com o quadril em versos ângulos de flexão; - Padrão de marcha joelhos tendidos; Membros superiores tidos a 90° no cotovelo; - A altura do andarilho foi ustada; - Teste: caminhar 10m à locidade pessoal; - 10 testes; Experiência 2: Eletromiografia (500Hz) - 2 condições: com e sem ndarilho e com diversos ngulos de flexão do quadril; edição da força muscular 10 zes em 10 s;	Cinemática: ângulo de flexão do quadril; Cinemática: força vertical, força de reação esquerda-direita, força de reação anterior-posterior; velocidade de marcha; níveis de ativação muscular: músculos rectus esquerdo e bíceps femorais.	– Forças verticais normalizadas; ângulo de flexão do quadril normalizado de acordo com o peso corporal e a duração da fase de apoio; obtenção dos valores máximos; – Dados da eletromiografia sujeitos a uma filtragem passa-alto para 20Hz; – Teste '*Chi-square*'; – Coeficiente de correlação *Spearman's*; – Análise da variância; – Método *Fisher PLSD*; – $p<0.05$	Investigar a força de suporte do peso e as suas variações biomecânicas durante a marcha com o andarilho; explorar a possibilidade de aplicação de uma marcha de suporte parcial do peso durante a marcha com o andarilho; e a relação entre o ângulo de flexão do quadril e o nível de ativação muscular durante a marcha com o andarilho.	Redução da carga/peso nos membros inferiores; andarilho suporta grande % do peso corporal; elevado nível de ativação muscular mantém/aumenta a força muscular; o andarilho pode ser usado como suporte parcial do peso do corpo	Flexão exagerada do quadril, resultando: numa redução do movimento do quadril (sem extensão) e alteração dos tecidos à volta do quadril.
(Bateni et al. 2004)	10 pessoas; idade média: 23 (22-27) anos; peso médio: 63 (51-86) kg; altura média: 168 (158-181)	– Instrumentação: plataforma movível para reações posturais e aplicação de perturbações; pessoas utilizavam um	Cinética: forças axiais do andarilho; Espaciais: comprimento da passada.	– Comprimento do passo expresso em função da % da altura do corpo; – *ANOVA*; – Teste *Tukey's Studentized*	Estudo da possibilidade dos andarilhos em interferir ou exigir movimentos laterais dos pés e, consequentemente, impedir a execução das reações compensatórias da	Estabilização biomecânica (forças de reação geradas pelas mãos das pessoas); Estas forças previnem instabilidade e recupe-	Pode prevenir movimento lateral das pernas e, consequentemente, incapacitar e implementação das reações compensatórias da marcha em situações de perda de equilíbrio;

	cm; Critérios de inclusão: mão e perna direita dominante; sem condições médicas ou medicação que afetam o equilíbrio ou o movimento dos membros; fisicamente ativo e saudável. Assinatura do consentimento.	arnês; câmara de vídeo; células de carga no andarilho; – 5 condições: andarilho, parte superior do andarilho, bengala, parte de cima da bengala e sem DA; – Teste: pessoa com o DA na plataforma e empurra-lo para baixo com uma força constante; Perturbações eram ativas quando a carga aplicada era 5% do peso corporal; – 11 testes com várias perturbações; – Intervalos de descanso;		*Range*; – $p<0.05$.	marcha, durante a perda de equilíbrio lateral.	ram o equilíbrio, em situação de perturbações.	
(Andersen et al. 2007)	40 pessoas; idade média: 86.8±6.0 anos; Critérios de Inclusão: pessoas que não realizaram qualquer tipo de fisioterapia no ano anterior ao estudo, sem problemas cardiovasculares, sem a DPOC, problemas renais ou anemia. Assinatura do consentimento.	– 2 tipos de classificação das pessoas: com ou sem tendência de queda e utilizadores e não utilizadores do andarilho; – As pessoas realizaram vários testes físicos e questionários antes e após os teste: *Short Form-36* e um inquérito sobre quedas.	Pontuação Total SF-36;	– Análise covariância; – $p<0.05$; – *Software: SPSS*;	Estudo da relação entre a perceção de saúde e a utilização do andarilho.	Afeta positivamente tanto a mobilidade como os níveis de atividade física.	Enfraquecimento do funcionamento físico e da saúde no geral; Estas limitações podem causar consequências fisiológicas e físicas.
(Vennila & Aruin 2011)	8 pessoas (5 homens, 3 mulheres); idade média: 25±4 anos; peso médio 69 ± 11 kg; Critérios de inclusão: visão normal, mão e a perna direita dominante, baseando no relatório pessoal utilizado para determinar com a mão e o pé preferencial durante as atividades diárias, sem problemas neurológicos ou músculo-esqueléticos. Assina-	– Instrumentação: plataforma de força; acelerómetros sobre a clavícula esquerda da pessoa; Eletromiografia (EMG) dos músculos das pernas; extensómetros; frequência de amostragem: 1000Hz; – 4 condições: sem andarilho e com visão; com andarilho e visão; sem andarilho e visão; com andarilho e sem visão; – Ajuste da altura do andarilho;	Cinética: momentos e forças de reação do chão; EMG; Cinemática: sinais do acelerómetro.	– Sinais da EMG: filtro passa-baixo, 2ª ordem *zero-lag Butterworth* (10-500 Hz), retificado e amplificado (ganho de 2000); – Momentos e forças de reação do chão foram sujeitos a uma filtragem por um passa-baixo de (20 Hz) 2ª ordem *zero-lag Butterworth;* – Média e desvio-padrão; – *MANOVA* com medidas repetidas de análise de multivariância; – *ANOVA*; – Correção *Bonferroni*;	Investiga a capacidade da visão e suporte adicional nos ajustes posturais antecipatórios e compensatórios e sua interação.	Melhoria no controlo postural quando não há informação visual.	-

	tura do consentimento.	– Sessão de treino; – Teste: manter a posição vertical; impacto pêndulo para causar perturbação; – 5 testes para cada condição; – 3 min de intervalo para descanso;		– p<0.05; – *Software: SPSS*;			
(Mcquade et al. 2011)	20 pessoas (9 mulheres, 11 homens); idade média: 67 (49-85) anos; altura média: 170 (150-190) cm; peso médio: 90 (56-110) kg; média dos dias pós-operatório: 9 (2-34) dias; Critérios de Inclusão: cirurgia de substituição do joelho ou do quadril; saudável, movimento funcional e função normal dos membros superiores. Todos os pacientes pós operatórios tiveram o nível de dor controlado e aliviado. Assinatura do consentimento.	– Instrumentação: análise da marcha 3D com 3 câmaras infravermelhas; 2 extensómetros colocados no suporte das mãos; – Altura do andarilho ajustada ao nível do pulso; cotovelo fletido entre 20 a 25 graus; – Sessão de treino; – Padrão de marcha: 3 pontos; – Teste: caminhar 10 passos à velocidade normal; – 3 testes;	Força e momentos das articulações: cotovelo, pulso e ombro; ângulos *Euler* 3D;	– Aquisição de 3 passadas completas por teste e cálculo da média dos 9 testes; – As passadas foram normalizadas em relação ao passo do ciclo; – Dinâmica inversa; – Momentos e forças normalizadas em relação ao peso corporal; – Filtragem para os 20Hz com um filtro recursivo *Butterworth* de 4ª ordem; – T-teste emparelhado; – Média *Ensemble*; – Correlação *Spearman Rank*; – *Software: SPSS*;	Descrição da cinemática das articulações, forças e momentos do pulso, cotovelo e ombro.	-	Forças compressivas correspondentes a cerca de 20% do peso corporal aplicadas a cada articulação dos membros superiores; Aumento da carga aplicada no ombro, conduzindo a uma exigência dos músculos extensores do cotovelo e do ombro.

Tabela A.3 - Estudos que avaliam a influência do andarilho de 2 rodas.

Autor/es	Participantes	Protocolo de Teste/Instrumentação	Parâmetros a avaliar	Processamento dos Dados/Análise Estatística	Objetivo da investigação	Principais Conclusões	
						Benefícios do andarilho	Riscos/Exigências do andarilho
(Youdas et al. 2005)	10 pessoas (5 homens, 5 mulheres); idade média: 24.3±6.0 anos; peso médio: 70.5±9.7kg; altura média: 169.4±10.1cm; Critérios de Inclusão: sem nenhuma	– Instrumentação: 10 câmaras de vídeo; 4 plataformas de força (600 Hz); – 4 condições: marcha livre; andarilho de 2 rodas; muletas axilares e canadianas; ordem aleatória – Padrão de marcha: 3 pontos com	Espácio-temporais: comprimento do passo e da passada, velocidade, cadência, tempo da fase	– Média dos 5 testes para cada parâmetro e condição; – A força de reação vertical foi normalizada com o peso corporal; – Medidas repetidas *ANOVA*; p<0.05; – Comparações *Newman-Keuls post hoc*; p<0.01	Determinar se as pessoas conseguem não aplicar uma certa carga sobre a perna direta mas sim sobre o DA.	Maior base de suporte (comparativamente com as muletas) e confere mais suporte para que não seja aplicado peso sobre	Redução da velocidade, cadência, largura do passo e do comprimento da passada;

	intervenção cirúrgica nos membros inferiores e mínima experiência no uso de DAs, normal e boa atividade muscular dos membros superiores. Assinatura do consentimento.	suporte parcial do corpo; – Sessão de treino para não aplicar 50% do peso corporal sobre a perna direita; – Teste: caminhar 25m; – 5 testes para cada condição;	de apoio e largura do passo; Cinética: força de reação vertical	– T-testes com ajustamento *Bonferroni*;p<0.01		os membros inferiores do que as muletas;	
(Haubert et al. 2006)	14 pessoas (11 homens, 3 mulheres); 5 com tetraplegia, 9 com paraplegia; idade média: 37 anos; tempo médio desde a lesão na medula espinal: 7 anos; Critérios de Inclusão: capacidade de caminhar no 15 m com o andarilho e muletas; Critério de exclusão: dores nos membros superiores que exigem intervenção médica. Assinatura do consentimento.	– Instrumentação: sistema de Telemetria (2500 Hz); *Footswitch* (2500 Hz); 6 células de carga colocados por baixo do local onde se colocam as mãos no dispositivo (2500Hz); 6 câmaras de vídeo (50 Hz); Indicadores refletivos dispostos no dispositivo e em locais específicos do tronco e dos membros superiores da pessoa; – 2 condições: andarilho de 2 rodas e muletas; ordem aleatória; – Altura do dispositivos ajustada de acordo com a flexão do cotovelo de 15°; – Teste: caminhar 10 a uma velocidade normal; – 2 testes por cada condição; – 3 min de intervalo para descanso; – Pontuação da *American Spinal Injury Association motor*;	Espácio-temporais: velocidade, cadência e comprimento da passada; Cinética: forças 3D aplicadas no dispositivo, forças ao nível do ombro, pico de forças e taxa de carga; Cinemática: deslocamento do tronco, membros superiores, andarilho e muletas.	– Média dos 2 testes para cada parâmetro e condição; – Cálculo de uma média *ensemble* dos dados de força para cada 1% do ciclo de marcha, provenientes de 5 passadas para cada condição; – Filtragem dos dados dos deslocamentos: filtro digital passa-baixo 4 Hz, 2ª ordem recursivo *Butterworth*; – Força ao nível do ombro obtida através de dinâmica inversa; – T-teste – Coeficiente correlação múltipla; – Teste não paramétrico *Wilcoxon signed-rank*; – p<0.05; – *Software: SPSS*;	Comparar forças de reação 3D no ombro e características da passada durante marcha assistida com muletas e andarilho de 2 rodas em pacientes com lesão na medula espinal.	A carga a que o ombro está sujeito é menor com o andarilho do que com as muletas; aumento da cadência.	Aumento da carga no ombro; Decréscimo do comprimento da passada.

Tabela A.4 - Estudos que avaliam a influência do andarilho de 4 rodas.

Autor/es	Participantes	Protocolo de Teste/Instrumentação	Parâmetros a avaliar	Processamento dos Dados/Análise Estatística	Objetivo da investigação	Principais Conclusões	
						enefícios do andarilho	iscos/Exigências do andarilho
(Honeyman et al. 1996)	11 pessoas; Critérios de inclusão: pacientes com DPOC; a distância percorrida no teste de 6 min menor do 300m; não saber usar o andarilho; Critérios de exclusão: ambulação limitada por angina, claudicação ou artrite. Assinatura de consentimento.	– Instrumentação: gravações manuais, oxímetro de pulso; – 2 condições: marcha livre ou com assistência do andarilho de 4 rodas; – Espaço sossegado em silêncio; – Sessões de treino; – Teste: realizar o teste de caminhar durante 6 min; – Teste: caminhar num corredor do hospital de 50 m; – 2 testes para cada condição nos 2 dias do estudo;	Espaciais: distância percorrida em 6 min; medidas metabólicas: alterações na saturação da oxihemoglobina durante a marcha e a falta de ar por utilização da escala modificada de *Borg*;	– Valores médias dos 2 testes para cada pessoa; – T-teste; – p<0.05.	Avaliação do efeito do andarilho com rodas na incapacidade, oxigenação e falta de ar em pacientes com incapacidades secundarias graves até limitações respiratórias crónicas;	Aumento da distância percorrida no teste; Redução significativa da hipoxemia e da falta de ar durante a marcha com o andarilho; Melhoria da qualidade de vida nas pessoas com limitações na função pulmonar;	-

		– 1 hora de descanso entre testes;					
(Solway et al. 2002)	40 pessoas; idades 55-85 anos; Critérios de inclusão: diagnóstico da DPOC, clinicamente estável e sem o hábito de usar Das; Critérios de exclusão: condições médicas que limitem a tolerância ao exercício ou a capacidade de falar inglês;	– Instrumentação: pletismografia de indutância respiratória, espirómetro de volume, sensor de distância, oxímetro de pulso, extensómetros para os membros superiores e contador de passadas (100Hz); – 2 condições: sem DA e com o andarilho de 4 rodas; – Altura do andarilho ajustada ao nível do pulso; – Teste: 2 testes de caminhar 6 min; – 1 hora de intervalo entre testes; – Andar num corredor com 60m de comprimento; Corredor em silêncio; – Pessoas acompanhadas pelo examinador;	Medidas metabólicas: falta de ar através da escala modificada de *Borg,* função cardiorrespiratória e marcha, frequência respiratória, volume minuto, excursão dos abdominais e da caixa torácica; Espácio-temporal: distância percorrida em 6 min, comprimento da passada, cadência e velocidade; Cinética: carga suportada pelo andarilho.	– Média e desvio-padrão para todos os parâmetros; – Teste *two-tailed*, erro de 0.05 e potencia de 90%; – Regressão múltipla linear; – ANOVA; – Regressão univariada; – Regressão múltipla *stepwise*; – p<0.05 – *Software: LabVIEW;*	Estudo dos efeitos da utilização do andarilho de 4 rodas na capacidade de exercício funcional em pacientes com DPOC; Caracterização dos pacientes que mais beneficiam pela utilização do andarilho de 4 rodas;	Redução da dispneia, aumento na capacidade de caminhar e maior sensação de segurança; estabilização dos braços reduz a dispneia.	
(Probst et al. 2004)	15 pessoas; Critérios de inclusão: diagnóstico de DPOC, nenhum problema neurológico ou limitação na locomoção, não necessitar de suplemento de oxigénio durante o teste, sem prática na utilização do DA. Assinatura do consentimento.	– Instrumentação: sistema de telemetria (dados metabólicos); oxímetro de pulso; máscara respiratória; – Realização do teste de caminhar durante 6 min em 2 condições: com e sem o andarilho de 4 rodas; – Ajuste da altura do andarilho ao nível do pulso e cotovelos fletidos de 30°; – Sessão de treino; – Teste: caminhar num corredor silencioso com 53m de distância; – 30 min de intervalos de descanso;	Medidas Metabólicas: falta de ar através da escala modificada de *Borg*, cálculo da ventilação minuto, volume de ar que entra/sai numa respiração nos pulmões, volume de oxigénio, produção de dióxido de carbono, frequência respiratória, nível de dióxido de carbono libertado no final da expiração e a razão entre o tempo de inspiração e o total do ciclo respiratório; frequência cardíaca; Eficiência a caminhar: razão do volume de oxigénio no último minuto do teste e a distância percorrida em 6 min; volume expiratório forçado e capacidade vital forçada; velocidade;	– Testes não-paramétricos; – Teste *Wilcoxon signed-rank*; – Regressão múltipla *stepwise*; – p<0.05 – *Software*: dados analisados pelo *Metasoft* e a análise estatística pelo *SAS*.	Estudo do efeito da utilização do andarilho de 4 rodas na distância percorrida e nas variáveis fisiológicas em pacientes diagnosticados com DPOC;	Melhoria na capacidade de exercício funcional: redução da dispneia, aumento da ventilação e da distância; melhoria na distância percorrida no teste dos 6 min; redução da hipóxia e da falta de ar; Aumento da velocidade de marcha; aumento da sensação de segurança e estabilidade – isto permite que os pacientes caminhem mais rápido com o mesmo volume de oxigénio.	-
(Wellmon et al. 2006)	105 pessoas; 3 grupos: 35 pessoas, idade média 79.9±4,5 anos sem utilização de DAs; 35 pessoas, idade média 84.1±5.6 anos e que utilizam bengala; 35 pessoas, idade média 87.8±5.5 anos que usam o andarilho de 4 rodas; Cada grupo com 10 homens e 15 mulheres; Critérios de inclusão: idosos e capazes de caminhar de forma independente com e sem o andarilho, sem problemas de ouvido; Assinatura do consentimento.	– Instrumentação: cronómetro; microfone sem fios; estímulo auditivo de 1500Hz produzido por uma sirene e 2 fotocélulas infravermelhas; – 2 condições: com e sem o andarilho de 4 rodas; – Sala em silêncio; – 3 tarefas: 1ª - medir o tempo de reação de voz após ouvir o estimulo auditivo. A pessoa tem que se manter em pé : 15 testes (1ª tarefa); 2ª - caminhar ao longo de percurso de 6.10m, sem estímulo auditivo: 5 testes (2ª tarefa); 3ª Realização das 2 tarefas em simultâneo: medir o tempo de reação de voz e caminhar: 10 testes;	Tempo de reação de voz; velocidade.	– *ANOVA*; – Média; – *Post hoc pairwise*; – p<0.05 – Software: SPSS.	Estudo da atenção exigida a idosos para caminhar com um dispositivo; Realização do teste de duas tarefas.	Fácil utilização.	Maior atraso na resposta à segunda tarefa com o andarilho do que sem. Aumento da exigência de atenção.
(Alkjaer et al.	7 pessoas (mulheres); idade média:	– Instrumentação: 15 indicadores refletivos	Cinemática: momentos internos flexores e	– Dados de posição: filtragem passa	Estudo dos efeitos biomecânicos	Redução do momento do	Aumento do

2006)	34.7 anos; altura média: 170 cm; peso médio: 64.7 kg; Critérios de Inclusão: história de lesões ou disfunções musculares nos membros inferiores. Assinatura do consentimento.	(modelo por Vaughan et al. 1999); 5 câmaras de vídeo (50 Hz); 2 plataformas de força (100 Hz); velocidade controlada por fotocélulas; – Ajuste da altura do andarilho ao nível do pulso; – Sessão de treino; – 2 condições: com e sem o andarilho; – Teste: caminhar a uma velocidade de 4.5km/h nas plataformas de força.	extensores das articulações (tornozelo, joelho e quadril), momento abdutor e adutor do quadril, impulso angular e os seus valores de pico (flexores plantar, extensores do joelho, extensores do quadril, flexores e abdutores), posição angular (tornozelo, joelho e quadril) e alcance angular do movimento das articulações;	a baixo por um filtro de 4ª ordem *Butterworth* (6 Hz); – Apenas os dados da perna esquerda durante a fase de apoio é que foram analisados; – 6 ciclos de marcha normalizados pela interpolação e média para cada condição e pessoa; – Momentos das articulações normalizados pelo peso corporal; – Média *Ensemble*; – T-teste; – p<0.05; – *Software: Matlab*;	de caminhar com e sem o andarilho de 4 rodas em pessoas saudáveis.	joelho; suporte do peso do tronco; redução da energia absorvida pelo extensor do joelho; redução do alcance do movimento das articulações.	impulso angular dos extensores do quadril e da duração do momento dos extensores do quadril; quadril mais fletido durante a fase de apoio devido à inclinação do tronco para a frente.
(Gupta et al. 2006)	31 pessoas; Critérios de Inclusão: após reabilitação de pacientes com DPOC, clinicamente estáveis, sem utilização prévia do andarilho de 4 rodas e percorrer menos do que 375 m durante 6 min; Critérios de Exclusão: condições médicas que limitam a tolerância ao exercício e a incapacidade de comunicar. Assinatura do consentimento.	– Pessoas foram divididas aleatoriamente em 2 grupos: andarilho de 4 rodas (18 pessoas) e sem andarilho (13 pessoas) durante 8 semanas; – As pessoas do grupo do andarilho tiveram que incluíram este dispositivo no seu dia a dia; No final do estudo indicaram de que forma o andarilho interferiu nas atividades diárias; – Aplicação do Questionário Respiratório Crónico no início, às 4 e 8 semanas do estudo; – Teste: 2 testes para caminhar durante 6 min para cada pessoa e grupo e aplicação do *Sickness Impact Profile*).	Distância percorrida em 6 min; Respostas do Questionário Respiratório Crónico.	– Análise de variância para medidas repetidas; – Média e desvio-padrão;	Estudo do efeito da utilização do andarilho de 4 rodas na qualidade de vida em pacientes com DPOC.	Redução da dispneia, melhoria na capacidade de caminhar e elevada sensação de segurança.	-
(H. H. Liu et al. 2009)	33 pessoas (18 utilizadores de andarilho - *TUG* (*True user group*) e 15 potenciais utilizadores – *PUG* (*Potencial users group*)); Critérios de Inclusão: idade> 65 anos, residentes num lar, sem historial clínica de lesões, pontuação do *MMSE* (*Mini-Mental State Examination*)>24, capaz de caminhar 9.15m com o andarilho de 4 rodas, sem diagnóstico prévio de Acidentes Vasculares Cerebrais ou algum problema neurológico, como doença de Parkinson. *PUG*: pelo menos uma queda no ano anterior ao estudo. Assinatura do consentimento.	– Instrumentação: GAITRite® (5.18 m x 0.88 m); – Questionário sobre o andarilho de 4 rodas; – Ajuste da altura do andarilho ao nível do pulso; – 2 condições: com e sem o andarilho; – Padrão de marcha: postura ereta e manter o corpo entre as duas rodas traseiras do andarilho; – Sessão de treino; – Teste: caminhar na plataforma com a utilização de cintos de segurança; – Espaço em silêncio; – *PUG*: 3 testes com o andarilho; – *TUG:* 3 testes com e 3 testes sem o andarilho; – 3 min de intervalo para descanso; – Eliminação dos efeitos de aceleração e desaceleração pelo começo e fim do testes 2 m antes e depois da plataforma;	Espácio-temporais: cadência, velocidade, tempo de fase de balanço e de apoio, tempo de duplo suporte e comprimento do passo e da passada.	– Média e desvio-padrão; – *ANOVA*; – T-teste; – p<0.05; – *Software: GAITRite GOLD* e *SPSS*.	Estudo das diferenças dos parâmetros da marcha entre potenciais e utilizadores do andarilho.	Redução da carga aplicada nos membros inferiores.	Decréscimo da cadência, velocidade de marcha, tempo de balanço, comprimento do passo e da passada. Aumento do tempo de apoio e de duplo suporte devido ao medo de cair; alterações na postura.

(Vogt et al. 2010)	90 pessoas; Critérios de inclusão: idade> 65 anos, capacidade de se deslocar de forma independente, capaz de realizar e compreender instruções do estudo, capaz de realizar o teste *TUG, FTSST* e *POMA-B*; Critérios de Exclusão: presença de lesões neurológicas ou doenças graves físicas ou psiquiátricas.	– 3 grupos: utilizadores pela 1ª vez do andarilho (30), utilizadores a longo prazo (30) e pessoas para controlo (30); Processo de seleção em detalhe (Vogt et al. 2010); – Exame *MMSE*; – 12 sessões de fisioterapia, cada de 30 min; 6 sessões de ergoterapia de 30 min cada; 20 min para cada exercício de ergometria; – Teste: *TUG, FTSST* e *POMA-B*;	Resultados do teste *TUG, FTSST* e *POMA-B*; diferenças entre a pontuação de admissão e no final do estudo.	– Média e desvio-padrão; – Teste *Krustal-Wallis* não paramétrico; – $p<0.05$.	Estudo do efeito da utilização do andarilho em pacientes idosos durante a reabilitação;	Mantém ou melhora as capacidades motoras ao mais alto nível possível; Aumento da confiança e segurança para o utilizador; Não interfere com a reabilitação; Melhoria no equilíbrio e mobilidade.	-
(Takanokura 2010)	600 pessoas; idade>70 anos; altura média: 1.609 m (homens) e 1.472 m (mulheres); peso médio: 59.3 kg (homens) e 49.5 kg (mulheres).	– Modelo Mecânico (**Takanokura 2010);** – Instrumentação: extensómetros; – Teste: caminhar em asfalto e cascalho seco com o andarilho; – Postura: Membros superiores não fletidos;	Parâmetros do Modelo: coeficiente de fricção, massa do andarilho, peso e altura das pessoas; altura do manípulo do andarilho; ângulo de flexão do tronco; força normal ao nível do manípulo; força muscular nos cotovelos, ombros peito e suporte do peso do utilizador; forças de extensão e flexão dos músculos dos membros superiores; função objetiva.	– Análise de Regressão; – Modelo mecânico para obtenção de solução óptima.	Otimização da altura do manípulo do andarilho por um modelo mecânico 2-D de forma a reduzir a carga no membros superiores e inferiores, para várias condições do percurso e durante um deslocamento estável;	Uma maior altura do andarilho e o facto do DA ser empurrado na direção perpendicular, o qual se deve à inclinação do tronco para a frente, ajuda a manter uma postura reta, as características do padrão de marcha e alivia a carga muscular nos membros superiores e inferiores.	Exigência de uma correta adaptação da altura do andarilho de 4 rodas e da postura corporal.
(Schwenk et al. 2011)	109 pessoas; idade média: 83.1 anos; Critérios de Inclusão: sem graves problemas cognitivos (*MMSE*> 17), permissão de total suporte do peso corporal após cirurgia, capacidade para caminhar 4 m sem um DA, utilização do andarilho de 4 rodas no início da reabilitação, sem problemas neurológicos, cardiovasculares ou metabólicos e severas imperfeições na visão. Assinatura do consentimento.	– Instrumentação: Sistema *GAITRite*® (4.9 m); – Estudo longitudinal; avaliação no início e antes de a pessoa ter alta, a 3-semanasdo período de reabilitação; – 2 condições: com e sem o andarilho; – Testes: *POMA* e *TUG*; – 1 teste para cada condição e exames;	Espácio-temporais: velocidade, cadência, tempo da passada, comprimento da passada, base de suporte e tempo de duplo suporte/passada; Resultados do *POMA* e *TUG*.	– T-teste ou *Man-Whitney U* teste; – T-teste ou *Wilcoxon* teste; – *Standardized response mean*; Critério *Cohen's*; – $p<0.05$ – *Software: SPSS*.	Avaliar a influência da utilização do andarilho de 4 rodas na avaliação da marcha e mobilidade.	Compensação dos defeitos da marcha e mobilidade.	-
(Miyasike-daSilva et al. 2013)	14 pessoas:12 pessoas (6 mulheres, 6 homens), idades 20-39 anos e 2 pessoas (1 mulher, 1 homem) com idades de 71 e 72 anos; Critérios de Inclusão: sem desordens na marcha.	– Instrumentação: gravador digital de voz; altifalantes; microfones colocados na cabeça; câmara digital. – 1ª tarefa – caminhar; – Dupla tarefa: caminhar e repetir sons; – 2 experiências: 4 condições com uma tarefa e com ambas as tarefas; – Teste: caminhar 6 m; – 6 testes para cada condição e experiência.	Velocidade; tempo de reação da voz; número de tropeçoess para recuperação do equilíbrio;	– *Three-way ANOVA*; – *Two-way ANOVA*; – $p<0.05$	Estudo do efeito da utilização no andarilho de 4 rodas na marcha e em termos de atenção requerida em condições de possibilidade de desequilíbrio.	Redução da atenção exigida e aumento da estabilidade da marcha em situações em que o equilíbrio é testado (superfícies estreitas); Velocidade de marcha normal.	-
(Tung et al,2013)	1˙ experiência: 11 pessoas (6 mulheres, 5 homens); idade: 20-39 anos; Critérios de Inclusão: sem desordens na marcha;.	1ª experiência: – Instrumentação: *switches* de feixes óticos; câmaras de vídeo; extensómetros em cada perna do andarilho;	1ª experiência: Espácio-temporais: velocidade, número de tropeçoess para recuperar o equilíbrio e cadência; Cinética: momentos dos mem-	1ª experiência: –Filtragem dos sinais dos extensóme-os: filtro passa-baixo *Butterworth* de 2ª dem (10Hz);	Caraterizar de que forma os membros superiores são utilizados para controlar o equilíbrio durante a marcha assistida com	Durante a marcha assistida os membros superiores desempenham um papel fulcral no controlo	Maior utilização dos membros superiores durante a marcha em

	2ª experiência: 20 pessoas; idade média: 89.1 anos (10 utilizadores do andarilho - UA) e 83.1 anos (10 não UA); Critérios de Inclusão de UA: utilização do andarilho para a realização das atividades diárias, artrites que afetam os membros superiores se a dor não for sentida durante a utilização do andarilho e a capacidade de seguir 2 instruções em inglês; Critérios de Exclusão de UA: cuidados paliativos, visão afectada, elevada sensação de dor enquanto se mantem de pé ou se move por pequenos períodos de tempo, diagnóstico que afecta severamente a condição física ou cair com frequência (> 2 quedas num mês).	– 2 condições: com e sem o andarilho; – 2 tarefas: andar normal e testar o equilíbrio (andar ao longo de uma superfície de madeira estreita); – Altura do andarilho ajustada ao nível do pulso; – Teste: caminhar 6m à velocidade normal; 2ª experiência: – Instrumentação: *GaitRite*® (4 m); – Escalar de *Berg*; – 2 condições: com e sem o andarilho; – Sessão de treino; – Teste: caminhar 4 m à velocidade normal; – 2 testes cada condição; 15 passos; – Ajuste da altura do andarilho; – Examinadores caminham ao lado dos participantes;	bros superiores e força axial aplicada no andarilho; CP. 2ª experiência: Cinética: CP e força axial; Espácio-temporais: velocidade, cadência, comprimento do passo, largura do passo e variabilidade da largura do passo. Pontuação da Escala de *Berg*.	–CP calculado a partir dos dados de rça do andarilho; força vertical é igual à oma das 4 forças; –Média; –T-Teste emparelhado; –*ANOVA*; –Teste *Tukey's least* ; –p<0.05. 2ª experiência: –CP e forças verticais iguais à 1ª xperiência; –T-teste não emparelhado; –Média e desvio-padrão; –*One-way ANCOVAs*; –p<0.05.	o andarilho de 4 rodas e investigar as consequências do uso dos membros superiores para este fim.	do equilíbrio quando o plano frontal é afetado, compensando as limitações dos membros inferiores;	superfícies mais estreitas (teste de equilíbrio).

Anexo A.2. Desenho da placa e do circuito electrónico desenvolvido

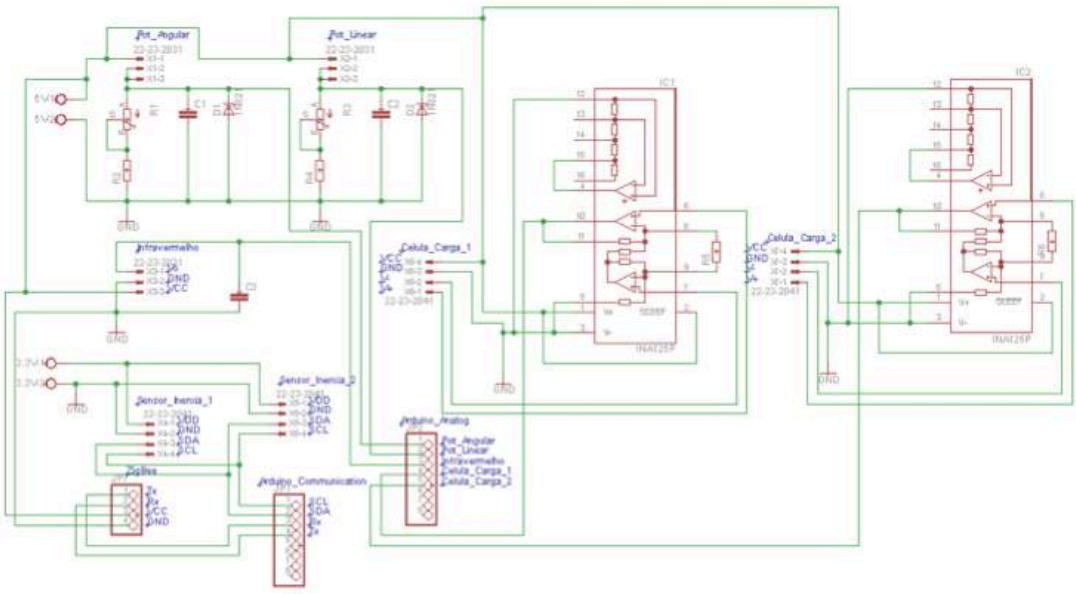


Figura A.1 - Circuito da placa apresentada na Figura 3.3.

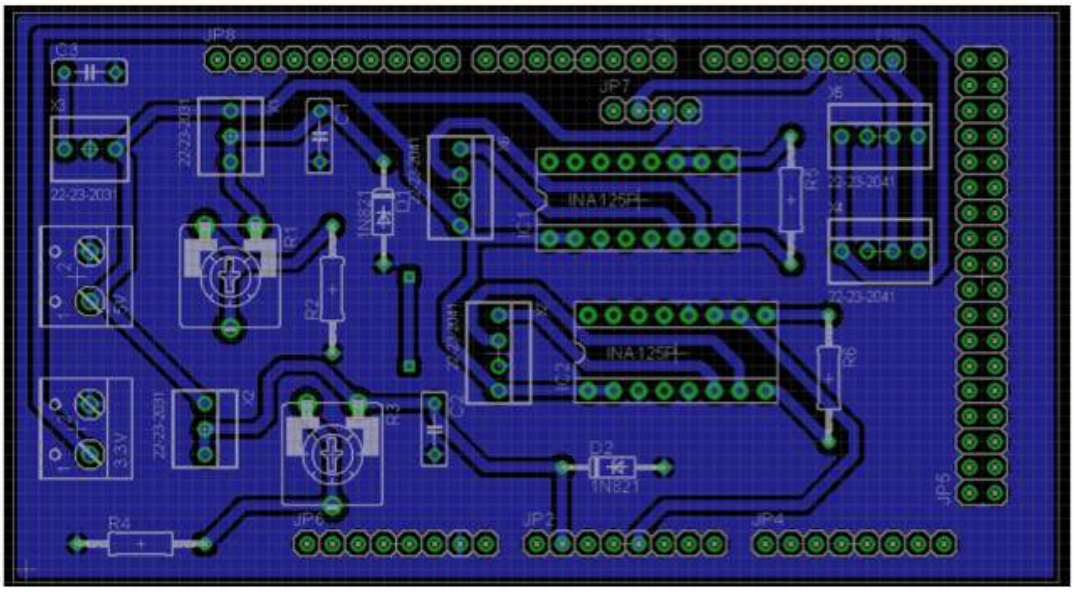


Figura A.2 - Desenho PCB da placa apresentada na Figura 3.3.

ANEXO B

Anexo B.1. Consentimento dos participantes para a realização do estudo

CONSENTIMENTO INFORMADO, LIVRE E ESCLARECIDO PARA PARTICIPAÇÃO EM INVESTIGAÇÃO

de acordo com a Declaração de Helsínquia[1] e a Convenção de Oviedo[2]

Por favor, leia com atenção a seguinte informação. Se achar que algo está incorreto ou que não está claro, não hesite em solicitar mais informações. Se concorda com a proposta que lhe foi feita, queira assinar este documento.

Título do estudo: Estudo e desenvolvimento de dispositivos externos de apoio à marcha com aquisição de sinais biomédicos.

Enquadramento: Hospital de Braga em conjunto com a Professora Cristina Santos e a Engenheira Maria Martins do Departamento de Electrónica Industrial da Universidade do Minho.

Explicação do estudo: Os participantes abrangidos pelos critérios de seleção previamente definidos serão recrutados de forma aleatória no Hospital de Braga e classificados por um médico ortopedista (Dr. Vieira da Silva) e uma médica fisiatra (Dra. Catarina Matias). O protocolo experimental será detalhadamente esclarecido ao participante, que, optando pela participação, deverá concordar e assinar o Termo de Consentimento Informado, Livre e Esclarecido para participação em investigação. O processo de aquisição de dados envolve a colocação de um sensor externo no corpo. Além disso, o participante irá colocar um marcador nos sapatos (que estarão devidamente protegidos) para fins de marcação da marcha no solo. Posteriormente, os participantes irão realizar uma caminhada, de forma natural, mantendo uma velocidade confortável seguindo uma trajetória em 'S" indicada pelo investigador. Os participantes serão instruídos a realizarem um teste de marcha livre e mais três testes com diferentes tipos de apoio (andarilho de quatro rodas com suportes de antebraços, andarilho de quatro pontas e bengala). Durante a realização das avaliações haverá sempre uma pessoa próxima para os devidos esclarecimentos, acompanhando toda a pesquisa. Os participantes serão fotografados e filmados. As fotografias e vídeos serão divulgadas para fins académicos e meios científicos e para isso o rosto será tapado para garantir o sigilo. Os resultados obtidos durante a pesquisa serão colocados em forma de gráficos e imagens.

Condições e financiamento: Este é um estudo de carácter voluntário da participação e não existem quaisquer prejuízos, caso não queira participar. Este estudo mereceu um Parecer favorável da Comissão de Ética do Hospital de Braga.

Confidencialidade e anonimato: As informações obtidas serão mantidas em sigilo e não poderão ser consultadas por pessoas leigas sem a prévia autorização por escrito do participante. As informações, assim obtidas poderão ser usadas somente para fins estatísticos ou científicos, sempre resguardando a privacidade do participante.

[1] http://portal.arsnorte.min-saude.pt/portal/page/portal/ARSNorte/Comiss%C3%A3o%20de%20%C3%89tica/Ficheiros/Declaracao_Helsinquia_2008.pdf

[2] http://dre.pt/pdf1sdip/2001/01/002A00/00140036.pdf

Desde já a Professora Cristina Santos (cristina@dei.uminho.pt) e a Engenheira Maria Martins (mariam@dei.uminho.pt) agradecem a sua colaboração.

Assinatura/s: … … … … … … … … … … ... … … … …... … … … … … … … … … … … … …

… … … … … … … … … …... … … … …... … … … … … … … … … … … … …

-o-o-o-o-o-o-o-o-o-o-o-o-o-o-o-o-o-o-o-o-

Declaro ter lido e compreendido este documento, bem como as informações verbais que me foram fornecidas pela/s pessoa/s que acima assina/m. Foi-me garantida a possibilidade de, em qualquer altura, recusar participar neste estudo sem qualquer tipo de consequências. Desta forma, aceito participar neste estudo e permito a utilização dos dados que de forma voluntária forneço, confiando em que apenas serão utilizados para esta investigação e nas garantias de confidencialidade e anonimato que me são dadas pelo/a investigador/a.

Nome: … … … … … … … …... … … … …... … … … … … … … … … … … … …

Assinatura: … … … … … … … …... … … … … ... … … … … … … … … … … … …

Data: …… /…… /……..

SE NÃO FOR O PRÓPRIO A ASSINAR POR IDADE OU INCAPACIDADE

(se o menor tiver discernimento deve também assinar em cima, se consentir)

NOME: …

BI/CD Nº: ..... DATA OU VALIDADE ….. /..… /…....

GRAU DE PARENTESCO OU TIPO DE REPRESENTAÇÃO: .....

ASSINATURA …

ESTE DOCUMENTO É COMPOSTO DE 2 PÁGINAS E FEITO EM DUPLICADO:

UMA VIA PARA O/A INVESTIGADOR/A, OUTRA PARA A PESSOA QUE CONSENTE

Anexo B.2. Resultados da Análise Exploratória

– Parâmetros espácio-temporais

Tabela B.1 – Resultados dos testes de normalidade para a análise exploratória por grupos, para os parâmetros espácio-temporais. O andarilho de 4 rodas apresentado na tabela é com suporte de antebraços. Legenda das variáveis: TPassada_5 e TPassada_15 – tempo da passada aos 5 e aos 15dias, ln_TBalanço_5 – logaritmo natural do tempo de balanço aos 5 dias, TBalanço_15 – tempo de balanço aos 15 dias, ln_TApoio_5 – logaritmo natural do tempo de apoio aos 5 dias, TApoio_15 – Tempo de apoio aos 15 dias, Velocidade_5 – Velocidade aos 5 dias, ln_Velocidade_15 – logaritmo natural da velocidade aos 15 dias, Cadência_5 e Cadência_15 – Cadência aos 5 e aos 15 dias, ln_CPasso_5 – logaritmo natural do comprimento de passo aos 5 dias e CPasso_15 – comprimento do passo aos 15 dias.

Testes de Normalidade

		Kolmogorov-Smirnov[a]			Shapiro-Wilk		
	Fator	Estatística	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
TPassada_5	Muletas	,169	11	,200*	,903	11	,202
	Andarilho 4 pontas	,119	11	,200*	,965	11	,828
	Andarilho 4 rodas	,127	11	,200*	,949	11	,626
TPassada_15	Muletas	,162	11	,200*	,943	11	,562
	Andarilho 4 pontas	,175	11	,200*	,943	11	,551
	Andarilho 4 rodas	,185	11	,200*	,956	11	,716
ln_Tbalanço_5	Muletas	,136	11	,200*	,940	11	,523
	Andarilho 4 pontas	,162	11	,200*	,967	11	,856
	Andarilho 4 rodas	,199	11	,200*	,913	11	,261
TBalanço_15	Muletas	,241	11	,073	,881	11	,108
	Andarilho 4 pontas	,186	11	,200*	,859	11	,057
	Andarilho 4 rodas	,140	11	,200*	,954	11	,702
ln_Tapoio_5	Muletas	,157	11	,200*	,931	11	,417
	Andarilho 4 pontas	,235	11	,091	,913	11	,265
	Andarilho 4 rodas	,205	11	,200*	,910	11	,243
ln_Tapoio_15	Muletas	,190	11	,200*	,960	11	,776
	Andarilho 4 pontas	,236	11	,087	,861	11	,060
	Andarilho 4 rodas	,118	11	,200*	,971	11	,900
Velocidade_5	Muletas	,157	11	,200*	,905	11	,215

	Andarilho 4 pontas	,177	11	,200*	,851	11	,044
	Andarilho 4 rodas	,146	11	,200*	,927	11	,378
ln_velocidade_15	Muletas	,178	11	,200*	,941	11	,535
	Andarilho 4 pontas	,143	11	,200*	,919	11	,309
	Andarilho 4 rodas	,186	11	,200*	,954	11	,698
Cadencia_5	Muletas	,105	11	,200*	,960	11	,769
	Andarilho 4 pontas	,157	11	,200*	,949	11	,633
	Andarilho 4 rodas	,150	11	,200*	,907	11	,222
Cadencia_15	Muletas	,205	11	,200*	,900	11	,182
	Andarilho 4 pontas	,156	11	,200*	,932	11	,434
	Andarilho 4 rodas	,238	11	,081	,904	11	,205
ln_Cpasso_5	Muletas	,125	11	,200*	,969	11	,878
	Andarilho 4 pontas	,195	11	,200*	,922	11	,333
	Andarilho 4 rodas	,236	11	,087	,927	11	,385
CPasso_15	Muletas	,240	11	,076	,896	11	,163
	Andarilho 4 pontas	,144	11	,200*	,960	11	,773
	Andarilho 4 rodas	,183	11	,200*	,935	11	,464

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.
a. Correlação de Significância de *Lilliefors*.

Tabela B.2 – Resultados dos testes de normalidade para a análise exploratória geral, para os parâmetros espácio-temporais. A legenda das variáveis é a mesma da apresentada na tabela anterior.

Teste *Kolmogorov-Smirnov* de uma amostra

		TPassada_5	TPassada_15	ln_Tbalanço_5	TBalanço_15	ln_Tapoio_5
N		33	33	33	33	33
Parâmetros Normais[a,b]	Média	2,95388	2,02281	-,0238	,782442	,4910
	Desvio-Padrão	1,231224	,737883	,44130	,2847908	,59918
Diferenças mais extremas	Absoluto	,122	,130	,146	,144	,108
	Positivo	,122	,130	,146	,144	,108
	Negativo	-,094	-,069	-,091	-,078	-,060
Estatística de teste		,122	,130	,146	,144	,108
Significância Sig. (2 extremidades)		,200[c,d]	,169[c]	,074[c]	,082[c]	,200[c,d]

Teste *Kolmogorov-Smirnov* de uma amostra

		ln_Tapoio_15	Velocidade_5	ln_velocidade_15	Cadencia_5	Cadencia_15
N		33	33	33	33	33
Parâmetros Normais[a,b]	Média	,0305	,172273	-,9840	40,922683	61,859740
	Desvio-Padrão	,51536	,0884446	,42688	16,6055303	17,6922272
Diferenças mais extremas	Absoluto	,099	,093	,142	,122	,137
	Positivo	,099	,093	,142	,122	,137
	Negativo	-,080	-,088	-,101	-,066	-,101
Estatística de teste		,099	,093	,142	,122	,137
Significância Sig. (2 extremidades)		,200[c,d]	,200[c,d]	,090[c]	,200[c,d]	,119[c]

Teste *Kolmogorov-Smirnov* de uma amostra

		ln_Cpasso_5	CPasso_15
N		33	33
Parâmetros Normais[a,b]	Média	-1,3857	,387938
	Desvio-Padrão	,30719	,0871864
Diferenças mais extremas	Absoluto	,119	,104
	Positivo	,071	,104
	Negativo	-,119	-,102
Estatística de teste		,119	,104
Significância Sig. (2 extremidades)		,200[c,d]	,200[c,d]

a. A distribuição do teste é Normal.
b. Calculado dos dados.
c. Correção de Significância de *Lilliefors*.
d. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

– Parâmetros relativos ao controlo postural, estabilidade e harmonia da marcha

Tabela B.3 – Resultados dos testes de normalidade para a análise exploratória por grupos, para os parâmetros relativos ao controlo postural, harmonia e estabilidade da marcha. O andarilho de 4 rodas apresentado na tabela é com suporte de antebraços. Legenda das variáveis: ln_Gama_AP_15 – logaritmo natural da gama AP aos 15 dias, ln_RMS_AP_15 – logaritmo natural do RMS AP aos 15 dias, ln_RMS_ML_5 e ln_RMS_ML_15 – logaritmo natural ML aos 5 e 15 dias, Dhor_5 e Dhor_15 – deslocamento horizontal aos 5 e 15 dias, Amin_AP, ML e VV – Aceleração mínima AP, ML e VV para os 5 e 15 dias e, RA_AP_5 e RA_AP_15 – índice da razão de aceleração mínima AP para os 15 dias.

Testes de Normalidade

		Kolmogorov-Smirnov[a]			Shapiro-Wilk		
	Fator	Estatísti-ca	df	Sig.	Estatística	df	Sig.
Gama_AP_5	Muletas	,241	7	,200*	,919	7	,463
	Andarilho 4 pontas	,262	7	,159	,925	7	,512
	Andarilho 4 rodas	,254	7	,190	,878	7	,216
ln_Gama_AP_15	Muletas	,228	7	,200*	,855	7	,135
	Andarilho 4 pontas	,257	7	,181	,867	7	,173
	Andarilho 4 rodas	,229	7	,200*	,849	7	,121
RMS_AP_5	Muletas	,211	7	,200*	,894	7	,298
	Andarilho 4 pontas	,142	7	,200*	,952	7	,749
	Andarilho 4 rodas	,142	7	,200*	,966	7	,872
ln_RMS_AP_15	Muletas	,173	7	,200*	,918	7	,453
	Andarilho 4 pontas	,273	7	,124	,908	7	,384
	Andarilho 4 rodas	,203	7	,200*	,895	7	,301
ln_RMS_ML_5	Muletas	,146	7	,200*	,959	7	,811
	Andarilho 4 pontas	,235	7	,200*	,864	7	,164
	Andarilho 4 rodas	,282	7	,097	,839	7	,097
ln_RMS_ML_15	Muletas	,217	7	,200*	,852	7	,129
	Andarilho 4 pontas	,280	7	,104	,852	7	,128
	Andarilho 4 rodas	,221	7	,200*	,866	7	,173
Dhor_5	Muletas	,226	7	,200*	,870	7	,185
	Andarilho 4 pontas	,208	7	,200*	,894	7	,299
	Andarilho 4 rodas	,219	7	,200*	,918	7	,456
Dhor_15	Muletas	,260	7	,166	,840	7	,098
	Andarilho 4 pontas	,233	7	,200*	,846	7	,112
	Andarilho 4 rodas	,192	7	,200*	,921	7	,475
AminAP_5	Muletas	,262	7	,160	,929	7	,540
	Andarilho 4 pontas	,166	7	,200*	,958	7	,802
	Andarilho 4 rodas	,243	7	,200*	,880	7	,225
AminAP_15	Muletas	,203	7	,200*	,912	7	,408
	Andarilho 4 pontas	,270	7	,131	,812	7	,054
	Andarilho 4 rodas	,278	7	,110	,890	7	,277
AminML_5	Muletas	,184	7	,200*	,947	7	,703
	Andarilho 4 pontas	,220	7	,200*	,874	7	,201
	Andarilho 4 rodas	,175	7	,200*	,938	7	,617
AminML_15	Muletas	,189	7	,200*	,926	7	,519
	Andarilho 4 pontas	,267	7	,142	,822	7	,067
	Andarilho 4 rodas	,215	7	,200*	,884	7	,246
AminVV_5	Muletas	,276	7	,116	,874	7	,203
	Andarilho 4 pontas	,211	7	,200*	,941	7	,645
	Andarilho 4 rodas	,223	7	,200*	,925	7	,509
AminVV_15	Muletas	,192	7	,200*	,940	7	,641
	Andarilho 4 pontas	,271	7	,130	,797	7	,038

	Andarilho 4 rodas	,233	7	,200*	,858	7	,145
RA_AP_5	Muletas	,195	7	,200*	,929	7	,543
	Andarilho 4 pontas	,214	7	,200*	,947	7	,705
	Andarilho 4 rodas	,222	7	,200*	,906	7	,367
RA_AP_15	Muletas	,193	7	,200*	,920	7	,468
	Andarilho 4 pontas	,284	7	,093	,866	7	,171
	Andarilho 4 rodas	,212	7	,200*	,902	7	,345

Tabela B.4 – Resultados dos testes de normalidade para a análise exploratória geral, para os parâmetros relativos ao controlo postural, harmonia e estabilidade da marcha. A legenda das variáveis é a mesma da apresentada na tabela anterior.

Teste *Kolmogorov-Smirnov* de uma amostra

		Gama_AP_5	ln_Gama_AP_15	RMS_AP_5	ln_RMS_AP_15	ln_RMS_ML_5
N		21	21	21	21	21
Parâmetros Normais[a,b]	Média	1,67294	,3608	,68192	-,6749	-1,0741
	Desvio-Padrão	,784029	,68889	,209246	,41271	,28101
Diferenças mais extremas	Absoluto	,188	,130	,133	,188	,166
	Positivo	,188	,130	,095	,188	,166
	Negativo	-,130	-,118	-,133	-,141	-,097
Estatística de teste			,130	,133	,188	,166
Significância Sig. (2 extremidades)			,200[c,d]	,200[c,d]	,051[c]	,135[c]

Teste *Kolmogorov-Smirnov* de uma amostra

		ln_RMS_ML_15	Dhor_5	Dhor_15	AminAP_5	AminAP_15	AminML_5
N		21	21	21	21	21	21
Parâmetros Normais[a,b]	Média	-1,2182	1,00706	,99098	-,93383	-,74866	-,28870
	Desvio-Padrão	,40257	,470644	,579270	,457548	,348315	,111190
Diferenças mais extremas	Absoluto	,150	,173	,159	,182	,123	,129
	Positivo	,150	,173	,159	,083	,123	,094
	Negativo	-,139	-,123	-,111	-,182	-,121	-,129
Estatística de teste			,173	,159	,182	,123	,129
Significância Sig. (2 extremidades)			,103[c]	,177[c]	,068[c]	,200[c,d]	,200[c,d]

Teste *Kolmogorov-Smirnov* de uma amostra

		AminML_15	AminVV_5	AminVV_15	RA_AP_5	RA_AP_15
N		21	21	21	21	21
Parâmetros Normais[a,b]	Média	-,31746	-,21883	-,37840	59,37383	60,46573
	Desvio-Padrão	,180712	,105699	,165606	15,001257	22,969307
Diferenças mais extremas	Absoluto	,148	,130	,175	,154	,143
	Positivo	,138	,095	,141	,154	,102
	Negativo	-,148	-,130	-,175	-,105	-,143
Estatística de teste			,130	,175	,154	,143
Significância Sig. (2 extremidades)			,200[c,d]	,091[c]	,200[c,d]	,200[c,d]

a.A distribuição do teste é Normal.
b.Calculado dos dados.
c.Correção de Significância de *Lilliefors*.
d.Este é um limite inferior da significância verdadeira.

Anexo B.3. Resultados *MANOVA* com medidas repetidas: Parâmetros espácio-temporais

– Homogeneidade das variâncias

Tabela B.5 – Apresentação dos resultados obtidos do teste de *Levéne*, para a verificação da homogeneidade das variâncias.

Teste de igualdade de variâncias de erro de *Levéne*[a]

	F	df1	df2	Sig.
TPassada_5	2,819	2	30	,076
TPassada_15	,700	2	30	,504
ln_Tbalanço_5	,624	2	30	,543
TBalanço_15	,894	2	30	,420
ln_Tapoio_5	1,043	2	30	,365
ln_Tapoio_15	3,052	2	30	,062
Velocidade_5	,609	2	30	,550
ln_velocidade_15	1,438	2	30	,253
Cadencia_5	1,380	2	30	,267
Cadencia_15	1,863	2	30	,173
ln_Cpasso_5	1,077	2	30	,353
CPasso_15	,923	2	30	,408

Testa a hipótese nula de que a variância de erro da variável dependente é igual entre grupos. [a]

a. Design: Intercepção + Fator

Design intra-sujeitos: tempo

– Estatística Descritiva

Tabela B.6 – Apresentação dos resultados relativos à estatística descritiva. O andarilho de 4 rodas apresentado na tabela é com suporte de antebraços.

Estatística Descritiva

	Fator	Média	Desvio-Padrão	N
TPassada_5	Muletas	3,55507	1,385735	11
	Andarilho 4 pontas	3,26400	1,093093	11
	Andarilho 4 rodas	2,04255	,564692	11
	Total	2,95388	1,231224	33
TPassada_15	Muletas	2,14726	,624757	11
	Andarilho 4 pontas	2,37001	,773168	11
	Andarilho 4 rodas	1,55116	,599884	11
	Total	2,02281	,737883	33
ln_Tbalanço_5	Muletas	,0369	,47627	11
	Andarilho 4 pontas	,0402	,47973	11
	Andarilho 4 rodas	-,1485	,37492	11
	Total	-,0238	,44130	33
TBalanço_15	Muletas	,792727	,2823978	11
	Andarilho 4 pontas	,820059	,3430616	11
	Andarilho 4 rodas	,734541	,2406282	11
	Total	,782442	,2847908	33
ln_Tapoio_5	Muletas	,8133	,61395	11
	Andarilho 4 pontas	,6228	,53082	11
	Andarilho 4 rodas	,0369	,36044	11
	Total	,4910	,59918	33
ln_Tapoio_15	Muletas	,1026	,33067	11

	Andarilho 4 pontas	,2395	,57341	11
	Andarilho 4 rodas	-,2506	,52067	11
	Total	,0305	,51536	33
Velocidade_5	Muletas	,168827	,1020777	11
	Andarilho 4 pontas	,127584	,0738968	11
	Andarilho 4 rodas	,220409	,0662760	11
	Total	,172273	,0884446	33
ln_velocidade_15	Muletas	-,9598	,27753	11
	Andarilho 4 pontas	-1,2474	,33846	11
	Andarilho 4 rodas	-,7447	,50160	11
	Total	-,9840	,42688	33
Cadencia_5	Muletas	33,465771	11,6740192	11
	Andarilho 4 pontas	34,170539	10,3022674	11
	Andarilho 4 rodas	55,131740	17,5087550	11
	Total	40,922683	16,6055303	33
Cadencia_15	Muletas	55,521234	10,8995827	11
	Andarilho 4 pontas	53,149504	11,0291451	11
	Andarilho 4 rodas	76,908483	19,6072506	11
	Total	61,859740	17,6922272	33
ln_Cpasso_5	Muletas	-1,3033	,26544	11
	Andarilho 4 pontas	-1,5251	,35428	11
	Andarilho 4 rodas	-1,3287	,27125	11
	Total	-1,3857	,30719	33
CPasso_15	Muletas	,422351	,0735493	11
	Andarilho 4 pontas	,343687	,0693622	11
	Andarilho 4 rodas	,397777	,1026690	11
	Total	,387938	,0871864	33

– **Testes Multivariáveis**

Tabela B.7 – Apresentação dos resultados dos testes multivariáveis.

Testes Multivariáveis

Efeito			Valor	F	df de Hipótese	Erro df	Sig.
Inter-Sujeitos	Interceptação	Pillai's Trace	,995	827,148[b]	6,000	25,000	,000
		Wilks' Lambda	,005	827,148[b]	6,000	25,000	,000
		Hotelling's Trace	198,516	827,148[b]	6,000	25,000	,000
		Roy's Largest Root	198,516	827,148[b]	6,000	25,000	,000
	Fator	Pillai's Trace	,785	2,802	12,000	52,000	,005
		Wilks' Lambda	,343	2,944[b]	12,000	50,000	,004
		Hotelling's Trace	1,537	3,075	12,000	48,000	,003

		Roy's Largest Root	1,233	5,345[c]	6,000	26,000	,001
Intra-Sujeitos	tempo	Pillai's Trace	,990	418,091[b]	6,000	25,000	,000
		Wilks' Lambda	,010	418,091[b]	6,000	25,000	,000
		Hotelling's Trace	100,342	418,091[b]	6,000	25,000	,000
		Roy's Largest Root	100,342	418,091[b]	6,000	25,000	,000
	tempo * Fator	Pillai's Trace	,497	1,432	12,000	52,000	,182
		Wilks' Lambda	,554	1,431[b]	12,000	50,000	,184
		Hotelling's Trace	,713	1,425	12,000	48,000	,188
		Roy's Largest Root	,543	2,354[c]	6,000	26,000	,060

e. Design: Intercepção + Fator
Intra-Sujeitos Design: tempo
f. Estatística Exata
A estatística é um limite superior a F, que gera um limite inferior no nível de significância.

– **Testes de apenas uma variável: Análise intra-sujeitos/Dentro do grupo**

Tabela B.8 – Apresentação dos resultados referentes à análise intra-sujeitos para cada variável.

Testes de apenas uma variável

Origem	Medir		Tipo III Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	F	Sig.
tempo	TPassada	Esfericidade Assumida	14,303	1	14,303	21,440	,000
		Greenhouse-Geisser	14,303	1,000	14,303	21,440	,000
		Huynh-Feldt	14,303	1,000	14,303	21,440	,000
		Limite inferior	14,303	1,000	14,303	21,440	,000
	TBalanço	Esfericidade Assumida	10,726	1	10,726	86,272	,000
		Greenhouse-Geisser	10,726	1,000	10,726	86,272	,000
		Huynh-Feldt	10,726	1,000	10,726	86,272	,000
		Limite inferior	10,726	1,000	10,726	86,272	,000
	TApoio	Esfericidade Assumida	3,499	1	3,499	14,031	,001
		Greenhouse-Geisser	3,499	1,000	3,499	14,031	,001
		Huynh-Feldt	3,499	1,000	3,499	14,031	,001
		Limite inferior	3,499	1,000	3,499	14,031	,001
	Velocidade	Esfericidade Assumida	22,059	1	22,059	316,488	,000
		Greenhouse-Geisser	22,059	1,000	22,059	316,488	,000
		Huynh-Feldt	22,059	1,000	22,059	316,488	,000
		Limite inferior	22,059	1,000	22,059	316,488	,000
	Cadência	Esfericidade Assumida	7232,946	1	7232,946	49,354	,000
		Greenhouse-Geisser	7232,946	1,000	7232,946	49,354	,000

		Huynh-Feldt	7232,946	1,000	7232,946	49,354	,000
		Limite inferior	7232,946	1,000	7232,946	49,354	,000
	CPasso	Esfericidade Assumida	51,906	1	51,906	1316,144	,000
		Greenhouse-Geisser	51,906	1,000	51,906	1316,144	,000
		Huynh-Feldt	51,906	1,000	51,906	1316,144	,000
		Limite inferior	51,906	1,000	51,906	1316,144	,000
tempo * Fator	TPassada	Esfericidade Assumida	2,321	2	1,160	1,739	,193
		Greenhouse-Geisser	2,321	2,000	1,160	1,739	,193
		Huynh-Feldt	2,321	2,000	1,160	1,739	,193
		Limite inferior	2,321	2,000	1,160	1,739	,193
	TBalanço	Esfericidade Assumida	,050	2	,025	,202	,818
		Greenhouse-Geisser	,050	2,000	,025	,202	,818
		Huynh-Feldt	,050	2,000	,025	,202	,818
		Limite inferior	,050	2,000	,025	,202	,818
	TApoio	Esfericidade Assumida	,542	2	,271	1,086	,350
		Greenhouse-Geisser	,542	2,000	,271	1,086	,350
		Huynh-Feldt	,542	2,000	,271	1,086	,350
		Limite inferior	,542	2,000	,271	1,086	,350
	Velocidade	Esfericidade Assumida	,468	2	,234	3,359	,048
		Greenhouse-Geisser	,468	2,000	,234	3,359	,048
		Huynh-Feldt	,468	2,000	,234	3,359	,048
		Limite inferior	,468	2,000	,234	3,359	,048
	Cadência	Esfericidade Assumida	31,845	2	15,923	,109	,897
		Greenhouse-Geisser	31,845	2,000	15,923	,109	,897
		Huynh-Feldt	31,845	2,000	15,923	,109	,897
		Limite inferior	31,845	2,000	15,923	,109	,897
	CPasso	Esfericidade Assumida	,075	2	,037	,947	,399
		Greenhouse-Geisser	,075	2,000	,037	,947	,399
		Huynh-Feldt	,075	2,000	,037	,947	,399
		Limite inferior	,075	2,000	,037	,947	,399
Error(tempo)	TPassada	Esfericidade Assumida	20,014	30	,667		
		Greenhouse-Geisser	20,014	30,000	,667		
		Huynh-Feldt	20,014	30,000	,667		
		Limite inferior	20,014	30,000	,667		
	TBalanço	Esfericidade Assumida	3,730	30	,124		
		Greenhouse-Geisser	3,730	30,000	,124		

	Huynh-Feldt	3,730	30,000	,124		
	Limite inferior	3,730	30,000	,124		
TApoio	Esfericidade Assumida	7,480	30	,249		
	Greenhouse-Geisser	7,480	30,000	,249		
	Huynh-Feldt	7,480	30,000	,249		
	Limite inferior	7,480	30,000	,249		
Velocidade	Esfericidade Assumida	2,091	30	,070		
	Greenhouse-Geisser	2,091	30,000	,070		
	Huynh-Feldt	2,091	30,000	,070		
	Limite inferior	2,091	30,000	,070		
Cadência	Esfericidade Assumida	4396,569	30	146,552		
	Greenhouse-Geisser	4396,569	30,000	146,552		
	Huynh-Feldt	4396,569	30,000	146,552		
	Limite inferior	4396,569	30,000	146,552		
CPasso	Esfericidade Assumida	1,183	30	,039		
	Greenhouse-Geisser	1,183	30,000	,039		
	Huynh-Feldt	1,183	30,000	,039		
	Limite inferior	1,183	30,000	,039		

– **Testes de apenas uma variável: Análise inter-sujeitos/Entre grupos**

Tabela B.9 – Apresentação dos resultados referentes à análise inter-sujeitos para cada variável.

Testes de efeitos inter-sujeitos

Variável transformada: Média

Origem	Medir	Tipo III Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	F	Sig.
Interceptação	TPassada	408,663	1	408,663	440,912	,000
	TBalanço	9,496	1	9,496	59,363	,000
	TApoio	4,487	1	4,487	17,951	,000
	Velocidade	10,871	1	10,871	128,220	,000
	Cadência	174309,739	1	174309,739	712,237	,000
	CPasso	16,427	1	16,427	286,514	,000
Fator	TPassada	15,792	2	7,896	8,519	,001
	TBalanço	,248	2	,124	,776	,469
	TApoio	4,467	2	2,233	8,936	,001
	Velocidade	,979	2	,489	5,773	,008
	Cadência	7069,797	2	3534,898	14,444	,000
	CPasso	,285	2	,143	2,487	,100
Erro	TPassada	27,806	30	,927		
	TBalanço	4,799	30	,160		
	TApoio	7,498	30	,250		
	Velocidade	2,544	30	,085		

Cadência	7342,062	30	244,735		
CPasso	1,720	30	,057		

– **Teste *Tukey post hoc***

Tabela B.10 – Apresentação dos resultados do Teste *Tukey post hoc*. O andarilho de 4 rodas apresentado na tabela é com suporte de antebraços.

Múltiplas Comparações

Tukey HSD

Medida	(I) Fator	(J) Fator	Diferença Média (I-J)	Erro Padrão	Sig.	95% Intervalo de Confiança	
						Limite Inferior	Limite Superior
TPassada	Muletas	Andarilho 4 pontas	,03416	,290275	,992	-,68145	,74977
		Andarilho 4 rodas	1,05431*.	,290275	,003	,33870	1,76992
	Andarilho 4 pontas	Muletas	-,03416	,290275	,992	-,74977	,68145
		Andarilho 4 rodas	1,02015*.	,290275	,004	,30454	1,73576
	Andarilho 4 rodas	Muletas	-1,05431*.	,290275	,003	-1,76992	-,33870
		Andarilho 4 pontas	-1,02015*.	,290275	,004	-1,73576	-,30454
TBalanço	Muletas	Andarilho 4 pontas	-,015304	,1205936	,991	-,312599	,281992
		Andarilho 4 rodas	,121775	,1205936	,577	-,175521	,419070
	Andarilho 4 pontas	Muletas	,015304	,1205936	,991	-,281992	,312599
		Andarilho 4 rodas	,137078	,1205936	,500	-,160218	,434374
	Andarilho 4 rodas	Muletas	-,121775	,1205936	,577	-,419070	,175521
		Andarilho 4 pontas	-,137078	,1205936	,500	-,434374	,160218
TApoio	Muletas	Andarilho 4 pontas	,0268	,15074	,983	-,3448	,3984
		Andarilho 4 rodas	,5648*.	,15074	,002	,1932	,9364
	Andarilho 4 pontas	Muletas	-,0268	,15074	,983	-,3984	,3448
		Andarilho 4 rodas	,5380*.	,15074	,003	,1664	,9096
	Andarilho 4 rodas	Muletas	-,5648*.	,15074	,002	-,9364	-,1932
		Andarilho 4 pontas	-,5380*.	,15074	,003	-,9096	-,1664
Velocidade	Muletas	Andarilho 4 pontas	,164402	,0877935	,164	-,052032	,380837
		Andarilho 4 rodas	-,133367	,0877935	,296	-,349802	,083068
	Andarilho 4 pontas	Muletas	-,164402	,0877935	,164	-,380837	,052032
		Andarilho 4 rodas	-,297769*.	,0877935	,005	-,514204	-,081335
	Andarilho 4 rodas	Muletas	,133367	,0877935	,296	-,083068	,349802
		Andarilho 4 pontas	,297769*.	,0877935	,005	,081335	,514204
Cadência	Muletas	Andarilho 4 pontas	,833481	4,7168500	,983	-10,794834	12,461796

		Andarilho 4 rodas	-21,526608*.	4,7168500	,000	-33,154923	-9,898293
	Andarilho 4 pontas	Muletas	-,833481	4,7168500	,983	-12,461796	10,794834
		Andarilho 4 rodas	-22,360090*.	4,7168500	,000	-33,988404	-10,73177
	Andarilho 4 rodas	Muletas	21,526608*.	4,7168500	,000	9,898293	33,154923
		Andarilho 4 pontas	22,360090*.	4,7168500	,000	10,731775	33,988404
CPasso	Muletas	Andarilho 4 pontas	,150248	,0721947	,111	-,027731	,328228
		Andarilho 4 rodas	,025006	,0721947	,936	-,152973	,202985
	Andarilho 4 pontas	Muletas	-,150248	,0721947	,111	-,328228	,027731
		Andarilho 4 rodas	-,125242	,0721947	,209	-,303222	,052737
	Andarilho 4 rodas	Muletas	-,025006	,0721947	,936	-,202985	,152973
		Andarilho 4 pontas	,125242	,0721947	,209	-,052737	,303222

Com base em médias observadas.

O termo de erro é Quadrado Médio (Erro)=.029.

*. A diferença média significativa no nível.

Anexo B.4. Resultados *MANOVA* com medidas repetidas: Parâmetros relativos ao controlo postural, estabilidade e harmonia da marcha

– **Homogeneidade das variâncias**

Tabela B.11 – Apresentação dos resultados obtidos do teste de *Levéne*, para a verificação da homogeneidade das variâncias.

Teste de igualdade de variâncias de erro de *Levéne*[a]

	F	df1	df2	Sig.
Gama_AP_5	2,476	2	18	,112
ln_Gama_AP_15	1,042	2	18	,373
RMS_AP_5	,992	2	18	,390
ln_RMS_AP_15	7,067	2	18	,005
ln_RMS_ML_5	5,963	2	18	,010
ln_RMS_ML_15	7,474	2	18	,004
Dhor_5	2,253	2	18	,134
Dhor_15	1,919	2	18	,176
AminAP_5	2,032	2	18	,160
AminAP_15	,998	2	18	,388
AminML_5	2,251	2	18	,134
AminML_15	4,443	2	18	,027
AminVV_5	12,095	2	18	,000
AminVV_15	,769	2	18	,478
RA_AP_5	2,069	2	18	,155
RA_AP_15	3,745	2	18	,044

Testa a hipótese nula de que a variância de erro da variável dependente é igual entre grupos. [a]

b. Design: Intercepção + Fator

Design intra-sujeitos: tempo

– **Estatística Descritiva**

Tabela B.12. – Apresentação dos resultados relativos à estatística descritiva. O andarilho de 4 rodas apresentado na tabela é com suporte de antebraços.

Estatísticas Descritivas

	Fator	Média	Desvio-Padrão	N
Gama_AP_5	Muletas	2,00520	,859580	7
	Andarilho 4 pontas	1,45696	,535995	7
	Andarilho 4 rodas	1,55666	,907658	7
	Total	1,67294	,784029	21
ln_Gama_AP_15	Muletas	,5351	,39801	7
	Andarilho 4 pontas	-,1027	,64047	7
	Andarilho 4 rodas	,6501	,79347	7
	Total	,3608	,68889	21
RMS_AP_5	Muletas	,71584	,161914	7
	Andarilho 4 pontas	,72629	,251572	7
	Andarilho 4 rodas	,60364	,213668	7
	Total	,68192	,209246	21
ln_RMS_AP_15	Muletas	-,5141	,42997	7
	Andarilho 4 pontas	-,8563	,06908	7
	Andarilho 4 rodas	-,6541	,55592	7

	Total	-,6749	,41271	21
ln_RMS_ML_5	Muletas	-1,1250	,24759	7
	Andarilho 4 pontas	-,8450	,29915	7
	Andarilho 4 rodas	-1,2523	,10543	7
	Total	-1,0741	,28101	21
ln_RMS_ML_15	Muletas	-,9768	,42716	7
	Andarilho 4 pontas	-1,1521	,13749	7
	Andarilho 4 rodas	-1,5256	,39432	7
	Total	-1,2182	,40257	21
Dhor_5	Muletas	1,18990	,421265	7
	Andarilho 4 pontas	,87994	,371866	7
	Andarilho 4 rodas	,95133	,600938	7
	Total	1,00706	,470644	21
Dhor_15	Muletas	,98106	,430272	7
	Andarilho 4 pontas	,61240	,384471	7
	Andarilho 4 rodas	1,37949	,664939	7
	Total	,99098	,579270	21
AminAP_5	Muletas	-1,09936	,613505	7
	Andarilho 4 pontas	-,79726	,255954	7
	Andarilho 4 rodas	-,90487	,448586	7
	Total	-,93383	,457548	21
AminAP_15	Muletas	-,87531	,413332	7
	Andarilho 4 pontas	-,82451	,341632	7
	Andarilho 4 rodas	-,54614	,208758	7
	Total	-,74866	,348315	21
AminML_5	Muletas	-,30100	,116149	7
	Andarilho 4 pontas	-,24376	,074488	7
	Andarilho 4 rodas	-,32136	,135627	7
	Total	-,28870	,111190	21
AminML_15	Muletas	-,30039	,066931	7
	Andarilho 4 pontas	-,33954	,212170	7
	Andarilho 4 rodas	-,31246	,241707	7
	Total	-,31746	,180712	21
AminVV_5	Muletas	-,24176	,167343	7
	Andarilho 4 pontas	-,18873	,074615	7
	Andarilho 4 rodas	-,22600	,044041	7
	Total	-,21883	,105699	21
AminVV_15	Muletas	-,37746	,226118	7
	Andarilho 4 pontas	-,37069	,145238	7
	Andarilho 4 rodas	-,38707	,137973	7
	Total	-,37840	,165606	21
RA_AP_5	Muletas	58,06523	14,604311	7
	Andarilho 4 pontas	65,87647	20,153247	7
	Andarilho 4 rodas	54,17979	6,919714	7
	Total	59,37383	15,001257	21
RA_AP_15	Muletas	57,11044	14,946225	7
	Andarilho 4 pontas	68,75744	19,907538	7
	Andarilho 4 rodas	55,52930	31,892871	7
	Total	60,46573	22,969307	21

– **Testes Multivariáveis**

Tabela B.13 – Apresentação dos resultados dos testes multivariáveis.

Testes Multivariáveis[a]

Efeito			Valor	F	df de hipótese	Erro df	Sig.
Inter-sujeitos	Interceptação	Pillai's Trace	,997	454,876[b]	8,000	11,000	,000
		Wilks' Lambda	,003	454,876[b]	8,000	11,000	,000
		Hotelling's Trace	330,819	454,876[b]	8,000	11,000	,000
		Roy's Largest Root	330,819	454,876[b]	8,000	11,000	,000
	Fator	Pillai's Trace	1,283	2,686	16,000	24,000	,014
		Wilks' Lambda	,119	2,617[b]	16,000	22,000	,019
		Hotelling's Trace	4,041	2,525	16,000	20,000	,026
		Roy's Largest Root	2,853	4,280[c]	8,000	12,000	,012
Intra-sujeitos	tempo	Pillai's Trace	,991	158,049[b]	8,000	11,000	,000
		Wilks' Lambda	,009	158,049[b]	8,000	11,000	,000
		Rastreamento de Hotelling	114,945	158,049[b]	8,000	11,000	,000
		Maior raiz de Roy	114,945	158,049[b]	8,000	11,000	,000
	tempo * Fator	Pillai's Trace	1,008	1,524	16,000	24,000	,171
		Wilks' Lambda	,190	1,782[b]	16,000	22,000	,104
		Hotelling's Trace	3,229	2,018	16,000	20,000	,069
		Roy's Largest Root	2,865	4,298[c]	8,000	12,000	,012

g. Design: Intercepção + Fator
Intra-Sujeitos Design: tempo
h. Estatística Exata
i. A estatística é um limite superior a F, que gera um limite inferior no nível de significância.

– **Testes de apenas uma variável: Análise intra-sujeitos/Dentro do grupo**

Tabela B.14 – Apresentação dos resultados referentes à análise intra-sujeitos para cada variável.

Testes de apenas uma variável

Origem	Medir		Tipo III Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	F	Sig.
tempo	Gama_AP	Esfericidade assumida	18,077	1	18,077	38,276	,000
		Greenhouse-Geisser	18,077	1,000	18,077	38,276	,000
		Huynh-Feldt	18,077	1,000	18,077	38,276	,000
		Limite inferior	18,077	1,000	18,077	38,276	,000
	RMS_AP	Esfericidade assumida	19,329	1	19,329	239,991	,000
		Greenhouse-Geisser	19,329	1,000	19,329	239,991	,000
		Huynh-Feldt	19,329	1,000	19,329	239,991	,000
		Limite inferior	19,329	1,000	19,329	239,991	,000
	RMS_ML	Esfericidade assumida	,218	1	,218	2,571	,126
		Greenhouse-Geisser	,218	1,000	,218	2,571	,126
		Huynh-Feldt	,218	1,000	,218	2,571	,126
		Limite inferior	,218	1,000	,218	2,571	,126
	Dhor	Esfericidade assumida	,003	1	,003	,012	,913

		Greenhouse-Geisser	,003	1,000	,003	,012	,913
		Huynh-Feldt	,003	1,000	,003	,012	,913
		Limite inferior	,003	1,000	,003	,012	,913
	Amin_AP	Esfericidade assumida	,360	1	,360	3,404	,082
		Greenhouse-Geisser	,360	1,000	,360	3,404	,082
		Huynh-Feldt	,360	1,000	,360	3,404	,082
		Limite inferior	,360	1,000	,360	3,404	,082
	Amin_ML	Esfericidade assumida	,009	1	,009	,415	,527
		Greenhouse-Geisser	,009	1,000	,009	,415	,527
		Huynh-Feldt	,009	1,000	,009	,415	,527
		Limite inferior	,009	1,000	,009	,415	,527
	Amin_VV	Esfericidade assumida	,267	1	,267	16,340	,001
		Greenhouse-Geisser	,267	1,000	,267	16,340	,001
		Huynh-Feldt	,267	1,000	,267	16,340	,001
		Limite inferior	,267	1,000	,267	16,340	,001
	RA_AP	Esfericidade assumida	12,519	1	12,519	,037	,850
		Greenhouse-Geisser	12,519	1,000	12,519	,037	,850
		Huynh-Feldt	12,519	1,000	12,519	,037	,850
		Limite inferior	12,519	1,000	12,519	,037	,850
tempo * Fator	Gama_AP	Esfericidade assumida	,877	2	,439	,929	,413
		Greenhouse-Geisser	,877	2,000	,439	,929	,413
		Huynh-Feldt	,877	2,000	,439	,929	,413
		Limite inferior	,877	2,000	,439	,929	,413
	RMS_AP	Esfericidade assumida	,269	2	,135	1,670	,216
		Greenhouse-Geisser	,269	2,000	,135	1,670	,216
		Huynh-Feldt	,269	2,000	,135	1,670	,216
		Limite inferior	,269	2,000	,135	1,670	,216
	RMS_ML	Esfericidade assumida	,451	2	,225	2,658	,097
		Greenhouse-Geisser	,451	2,000	,225	2,658	,097
		Huynh-Feldt	,451	2,000	,225	2,658	,097
		Limite inferior	,451	2,000	,225	2,658	,097
	Dhor	Esfericidade assumida	1,042	2	,521	2,379	,121
		Greenhouse-Geisser	1,042	2,000	,521	2,379	,121
		Huynh-Feldt	1,042	2,000	,521	2,379	,121
		Limite inferior	1,042	2,000	,521	2,379	,121

	Amin_AP	Esfericidade assumida	,269	2	,134	1,270	,305
		Greenhouse-Geisser	,269	2,000	,134	1,270	,305
		Huynh-Feldt	,269	2,000	,134	1,270	,305
		Limite inferior	,269	2,000	,134	1,270	,305
	Amin_ML	Esfericidade assumida	,024	2	,012	,567	,577
		Greenhouse-Geisser	,024	2,000	,012	,567	,577
		Huynh-Feldt	,024	2,000	,012	,567	,577
		Limite inferior	,024	2,000	,012	,567	,577
	Amin_VV	Esfericidade assumida	,004	2	,002	,115	,892
		Greenhouse-Geisser	,004	2,000	,002	,115	,892
		Huynh-Feldt	,004	2,000	,002	,115	,892
		Limite inferior	,004	2,000	,002	,115	,892
	RA_AP	Esfericidade assumida	26,096	2	13,048	,039	,962
		Greenhouse-Geisser	26,096	2,000	13,048	,039	,962
		Huynh-Feldt	26,096	2,000	13,048	,039	,962
		Limite inferior	26,096	2,000	13,048	,039	,962
Erro(tempo)	Gama_AP	Esfericidade assumida	8,501	18	,472		
		Greenhouse-Geisser	8,501	18,000	,472		
		Huynh-Feldt	8,501	18,000	,472		
		Limite inferior	8,501	18,000	,472		
	RMS_AP	Esfericidade assumida	1,450	18	,081		
		Greenhouse-Geisser	1,450	18,000	,081		
		Huynh-Feldt	1,450	18,000	,081		
		Limite inferior	1,450	18,000	,081		
	RMS_ML	Esfericidade assumida	1,526	18	,085		
		Greenhouse-Geisser	1,526	18,000	,085		
		Huynh-Feldt	1,526	18,000	,085		
		Limite inferior	1,526	18,000	,085		
	Dhor	Esfericidade assumida	3,942	18	,219		
		Greenhouse-Geisser	3,942	18,000	,219		
		Huynh-Feldt	3,942	18,000	,219		
		Limite inferior	3,942	18,000	,219		
	Amin_AP	Esfericidade assumida	1,904	18	,106		
		Greenhouse-Geisser	1,904	18,000	,106		
		Huynh-Feldt	1,904	18,000	,106		

		Limite inferior	1,904	18,000	,106		
	Amin_ML	Esfericidade assumida	,376	18	,021		
		Greenhouse-Geisser	,376	18,000	,021		
		Huynh-Feldt	,376	18,000	,021		
		Limite inferior	,376	18,000	,021		
	Amin_VV	Esfericidade assumida	,295	18	,016		
		Greenhouse-Geisser	,295	18,000	,016		
		Huynh-Feldt	,295	18,000	,016		
		Limite inferior	,295	18,000	,016		
	RA_AP	Esfericidade assumida	6089,423	18	338,301		
		Greenhouse-Geisser	6089,423	18,000	338,301		
		Huynh-Feldt	6089,423	18,000	338,301		
		Limite inferior	6089,423	18,000	338,301		

– **Testes de apenas uma variável: Análise inter-sujeitos/Entre grupos**

Tabela B.15– Apresentação dos resultados referentes à análise inter-sujeitos para cada variável.

Testes de efeitos inter-sujeitos

Variável transformada: Média

Origem	Medir	Tipo III Soma dos Quadra-dos	df	Quadrado Médio	F	Sig.
Interceptação	Gama_AP	43,430	1	43,430	79,866	,000
	RMS_AP	,001	1	,001	,004	,950
	RMS_ML	55,173	1	55,173	625,754	,000
	Dhor	41,918	1	41,918	158,179	,000
	Amin_AP	29,723	1	29,723	135,730	,000
	Amin_ML	3,858	1	3,858	140,041	,000
	Amin_VV	3,745	1	3,745	144,637	,000
	RA_AP	150795,954	1	150795,954	350,886	,000
Fator	Gama_AP	2,619	2	1,309	2,408	,118
	RMS_AP	,210	2	,105	,803	,463
	RMS_ML	1,258	2	,629	7,131	,005
	Dhor	1,387	2	,694	2,618	,100
	Amin_AP	,499	2	,250	1,140	,342
	Amin_ML	,005	2	,002	,083	,920
	Amin_VV	,008	2	,004	,146	,865
	RA_AP	1201,379	2	600,690	1,398	,273
Erro	Gama_AP	9,788	18	,544		
	RMS_AP	2,353	18	,131		

RMS_ML	1,587	18	,088		
Dhor	4,770	18	,265		
Amin_AP	3,942	18	,219		
Amin_ML	,496	18	,028		
Amin_VV	,466	18	,026		
RA_AP	7735,637	18	429,758		

– **Teste *Tukey post hoc***

Tabela B.16 – Apresentação dos resultados do Teste *Tukey post hoc*. O andarilho de 4 rodas apresentado na tabela é com suporte de antebraços.

Múltiplas Comparações

Tukey HSD

Medida	(I) Fator	(J) Fator	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	Sig.	Intervalo de Confiança 95%	
						Limite inferior	Limite superior
Gama_AP	Muletas	Andarilho 4 pontas	,59302	,278719	,112	-,11832	1,30435
		Andarilho 4 rodas	,16677	,278719	,823	-,54456	,87811
	Andarilho 4 pontas	Muletas	-,59302	,278719	,112	-1,30435	,11832
		Andarilho 4 rodas	-,42624	,278719	,301	-1,13758	,28509
	Andarilho 4 rodas	Muletas	-,16677	,278719	,823	-,87811	,54456
		Andarilho 4 pontas	,42624	,278719	,301	-,28509	1,13758
RMS_AP	Muletas	Andarilho 4 pontas	,16587	,136666	,461	-,18292	,51467
		Andarilho 4 rodas	,12610	,136666	,633	-,22269	,47490
	Andarilho 4 pontas	Muletas	-,16587	,136666	,461	-,51467	,18292
		Andarilho 4 rodas	-,03977	,136666	,955	-,38857	,30902
	Andarilho 4 rodas	Muletas	-,12610	,136666	,633	-,47490	,22269
		Andarilho 4 pontas	,03977	,136666	,955	-,30902	,38857
RMS_ML	Muletas	Andarilho 4 pontas	-,0524	,11223	,888	-,3388	,2340
		Andarilho 4 rodas	,3380*.	,11223	,019	,0516	,6245
	Andarilho 4 pontas	Muletas	,0524	,11223	,888	-,2340	,3388
		Andarilho 4 rodas	,3904*	,11223	,007	,1040	,6769
	Andarilho 4 rodas	Muletas	-,3380*.	,11223	,019	-,6245	-,0516
		Andarilho 4 pontas	-,3904*	,11223	,007	-,6769	-,1040
Dhor	Muletas	Andarilho 4 pontas	,33931	,194570	,217	-,15727	,83588
		Andarilho 4 rodas	-,07993	,194570	,912	-,57650	,41665
	Andarilho 4 pontas	Muletas	-,33931	,194570	,217	-,83588	,15727
		Andarilho 4 rodas	-,41924	,194570	,107	-,91581	,07734
	Andarilho 4 rodas	Muletas	,07993	,194570	,912	-,41665	,57650
		Andarilho 4 pontas	,41924	,194570	,107	-,07734	,91581
Amin_AP	Muletas	Andarilho 4 pontas	-,17645	,176872	,588	-,62786	,27496
		Andarilho 4 rodas	-,26183	,176872	,323	-,71323	,18958
	Andarilho 4 pontas	Muletas	,17645	,176872	,588	-,27496	,62786
		Andarilho 4 rodas	-,08538	,176872	,880	-,53678	,36603
	Andarilho 4 rodas	Muletas	,26183	,176872	,323	-,18958	,71323
		Andarilho 4 pontas	,08538	,176872	,880	-,36603	,53678
Amin_ML	Muletas	Andarilho 4 pontas	-,00904	,062735	,989	-,16915	,15107
		Andarilho 4 rodas	,01621	,062735	,964	-,14390	,17632
	Andarilho 4 pontas	Muletas	,00904	,062735	,989	-,15107	,16915
		Andarilho 4 rodas	,02526	,062735	,915	-,13485	,18537
	Andarilho 4 rodas	Muletas	-,01621	,062735	,964	-,17632	,14390
		Andarilho 4 pontas	-,02526	,062735	,915	-,18537	,13485

Amin_VV	Muletas	Andarilho 4 pontas	-,02990	,060821	,876	-,18512	,12532
		Andarilho 4 rodas	-,00307	,060821	,999	-,15830	,15215
	Andarilho 4 pontas	Muletas	,02990	,060821	,876	-,12532	,18512
		Andarilho 4 rodas	,02683	,060821	,899	-,12840	,18205
	Andarilho 4 rodas	Muletas	,00307	,060821	,999	-,15215	,15830
		Andarilho 4 pontas	-,02683	,060821	,899	-,18205	,12840
RA_AP	Muletas	Andarilho 4 pontas	-9,72912	7,835429	,445	-29,72641	10,26817
		Andarilho 4 rodas	2,73329	7,835429	,935	-17,26400	22,73059
	Andarilho 4 pontas	Muletas	9,72912	7,835429	,445	-10,26817	29,72641
		Andarilho 4 rodas	12,46241	7,835429	,275	-7,53488	32,45971
	Andarilho 4 rodas	Muletas	-2,73329	7,835429	,935	-22,73059	17,26400
		Andarilho 4 pontas	-12,46241	7,835429	,275	-32,45971	7,53488

Com base em médias observadas.

O termo de erro é Quadrado Médio (Erro)=.029.

*. A diferença média significativa no nível.