



Sara Isabel Pereira Dimas

Licenciatura em Ciências de Engenharia Biomédica

**Análise Biomecânica da Marcha
em Pacientes com AVC**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Biomédica

Orientadora: Cláudia Regina Pereira Quaresma,
Professora Auxiliar, FCT-NOVA
Co-orientadora: Carla Maria Quintão Pereira, Professora
Auxiliar, FCT-NOVA

Júri

Presidente: Name of the committee chairperson, Full
Professor, FCT-NOVA
Arguentes: Name of a rapporteur
Name of another rapporteur
Vogais: Another member of the committee
Yet another member of the committee



FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Janeiro, 2021

Análise Biomecânica da Marcha em Pacientes com AVC

Copyright © Sara Isabel Pereira Dimas, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade NOVA de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade NOVA de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

Aos meus avós Arminda e António. ♥

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer à minha orientadora, professora Cláudia Quaresma, e à minha co-orientadora, professora Carla Quintão. Foram, sem dúvida, incansáveis, estiveram sempre lá para mim, motivaram-me e tiveram sempre uma palavra positiva a dizer, ajudando-me a superar todos os desafios que se impuseram pelo caminho.

Agradeço também aos profissionais do Laboratório de Marcha do Centro de Medicina de Reabilitação de Alcoitão, em especial ao Dr. Miguel Silva, Dr. Jorge Jacinto, técnico Miguel Montez, Engenheiro Tiago, Engenheira Mariana e Doutora Cláudia.

Esta dissertação marca o fim de 5 anos inesquecíveis, nos quais tive a oportunidade de conhecer pessoas incríveis. Às minhas amigas Inês, Cris, Babi, Marta e Joana: obrigada por tudo ao longo destes 5 anos, vocês são o melhor que a faculdade me deu. Obrigada por tudo o que vivenciámos juntas, desde a frustração e o cansaço da avaliação contínua e dos projetos, aos bons momentos da vida académica e a tudo o que passámos juntas. Levo-vos para a vida.

Um obrigada muito especial para a minha companheira de todas as alturas Inês, por todo o companheirismo, por estares sempre pronta a ajudar-me e por nunca me deixares ir abaixo.

Agradeço do fundo do coração à minha família, principalmente à minha mãe, ao meu pai e à minha irmã, por me terem apoiado e aturado, não só nestes meses mas também ao longo de 5 anos de muito esforço e desafios. Por todas as oportunidades que me proporcionaram e por tudo o que fazem por mim. Aos meus primos, Pedro, Tiago e Duarte, por animarem estes tempos. Aos meus tios Jorge, Patrícia, Paula e Paulo, à minha avó Carminha e ao meu avô Mica, obrigada por tudo. Obrigada também ao meu cunhado João por me ter facilitado a vida ao ensinar-me truques do Excel.

Um obrigada gigante à minha amiga de sempre, Maria, por estar sempre pronta para me ajudar e ouvir os meus desabafos.

Não podia deixar de agradecer às minhas gatinhas por me terem feito companhia, especialmente a Kitty e a Cookie.

Por fim, gostava de agradecer aos meus avós Arminda e António, por terem sido os meus segundos pais e por tudo o que vivemos juntos. Sei que estiveram a torcer por mim como sempre fizeram.

RESUMO

A marcha hemiparética, causada pelo Acidente Vascular Cerebral (AVC), é assimétrica e tem uma velocidade reduzida, resultando numa marcha menos funcional. Os pacientes desejam andar com uma maior velocidade e melhorar o seu padrão de marcha. Assim, os médicos e terapeutas trabalham de modo a garantir que o indivíduo adota uma marcha o mais funcional possível.

A análise da marcha realizada em laboratórios especializados como o Laboratório de Marcha do Centro de Medicina de Reabilitação de Alcoitão (CMRA), é muito relevante para a descrição e compreensão da marcha, permitindo fazer uma descrição espacial, temporal, cinemática e dinâmica da marcha, com o objetivo de desenvolver programas de intervenção direcionados para a problemática de cada paciente. No entanto, esta descrição é baseada na observação de gráficos, tornando o processo demorado e subjetivo, existindo uma lacuna na identificação dos parâmetros que tornam a marcha mais funcional.

Desta forma, um dos objetivos deste projeto passou pelo desenvolvimento de uma plataforma de análise biomecânica da marcha que permite tornar o processo mais objetivo e padronizado, calculando e extraíndo 43 parâmetros biomecânicos que previamente eram analisados por observação visual dos gráficos. Recorrendo à plataforma desenvolvida, foram extraídos os parâmetros biomecânicos de 59 pacientes com hemiparesia, e foram calculadas as suas assimetrias. Com base na premissa de que a velocidade é um indicador de funcionalidade, foi realizado um teste de correlação entre os parâmetros biomecânicos extraídos e a velocidade, e entre as assimetrias e a velocidade, de modo a perceber que parâmetros estão mais relacionados com a velocidade e, como tal, com a funcionalidade.

A plataforma desenvolvida facilita, de facto, o trabalho dos profissionais do Laboratório de Marcha do CMRA. Os resultados obtidos levam a crer que as assimetrias dos parâmetros biomecânicos não aparentam ser um bom indicador de funcionalidade, mas que a funcionalidade do membro não-parético parece estar relacionada com as articulações proximais e a funcionalidade do membro parético com as articulações distais.

Palavras-chave: AVC, Hemiparesia, Análise de Marcha, Biomecânica, Velocidade, Funcionalidade, Assimetria, Parâmetros Biomecânicos;

ABSTRACT

Hemiparetic gait, caused by stroke, is asymmetrical and has a reduced speed resulting in a less functional gait. Patients wish to walk at a higher speed and to improve their gait pattern. Therefore, doctors and therapists work in order to ensure that the subject adopts the most functional gait possible.

Gait analysis performed in specialized laboratories such as the Gait Laboratory of the "Centro de Medicina de Reabilitação de Alcoitão"(CMRA) is very relevant for the description and understanding of gait, allowing to make a spatial, temporal, kinematic and dynamic description of gait, aiming to develop intervention programs targeted to each patient's problem. However, this description is based on the observation of graphs making the process time-consuming and subjective, with a gap in the identification of the parameters that improve gait's functionality.

Thus, one of the main goals of this project was the development of a biomechanical gait analysis platform that would grant objectivity to the process and make it more standardized, calculating and extracting 43 biomechanical parameters that were previously analysed by visual observation of the graphs. Using this platform, the biomechanical parameters of 59 hemiparetic patients were extracted and their asymmetries were calculated. Based on the premise that velocity is an indicator of functionality, a correlation test was performed between the extracted biomechanical parameters and velocity, and also between the asymmetries and velocity, in order to understand which parameters are more related to speed and therefore to the functionality of gait.

In fact, the developed platform facilitates the work of the professionals working in CMRA's Gait Laboratory. The results suggest that the asymmetries do not seem to be a great functionality indicator. On the other hand, the functionality of the non-paretic limb appears to be more related to the proximal joints and the functionality of the paretic limb to the distal joints.

Keywords: Stroke, Hemiparesis, Gait Analysis, Biomechanics, Velocity, Functionality, Asymmetry, Biomechanical Parameters;

ÍNDICE

Lista de Figuras	xv
Lista de Tabelas	xix
Siglas	xxi
1 Introdução	1
2 Enquadramento teórico	5
2.1 Artrologia do membro inferior	5
2.1.1 Pélvis/Bacia	5
2.1.2 Anca	7
2.1.3 Joelho	8
2.1.4 Tornozelo	9
2.2 Marcha	10
2.3 Análise da marcha	13
2.3.1 Parâmetros espaço-temporais	14
2.3.2 Parâmetros cinemáticos	14
2.3.3 Parâmetros dinâmicos/cinéticos	15
2.4 Causas de alterações na marcha	16
2.4.1 O Acidente Vascular Cerebral	16
2.5 Hemiparesia e marcha hemiparética	17
2.5.1 Parâmetros espaço-temporais	18
2.5.2 Parâmetros cinemáticos	19
2.5.3 Parâmetros dinâmicos/cinéticos	23
3 Estado de Arte	25
4 Procedimento	27
4.1 Desenvolvimento da Plataforma	27
4.1.1 Objetivos	27
4.1.2 Parâmetros solicitados - descrição e cálculos	28
4.1.3 Funcionalidades do programa	32
4.1.4 Arquitetura da interface gráfica	35

4.2	Procedimento Experimental	36
4.2.1	Amostra experimental	36
4.2.2	O exame de marcha	37
5	Análise e Discussão dos Resultados	43
5.1	Caracterização da amostra	43
5.2	Descrição das alterações que ocorrem nos parâmetros biomecânicos	45
5.3	Assimetrias	46
5.4	Teste <i>t-student</i>	48
5.5	Relação entre a velocidade e as assimetrias dos parâmetros biomecânicos	49
5.5.1	Teste de normalidade	49
5.5.2	Correlação de <i>Spearman</i> entre a velocidade e as assimetrias	49
5.5.3	Regressão linear	52
5.6	Relação entre a velocidade e os parâmetros biomecânicos	54
5.6.1	Teste de normalidade	54
5.6.2	Correlação de <i>Spearman</i> entre a velocidade e os parâmetros biomecânicos	54
6	Conclusões e Perspetivas Futuras	67
6.1	Limitações/Perspetivas Futuras	68
	Bibliografia	71
	Apêndices	77
A	Manual de utilização	77
A.1	Introdução	79
A.1.1	Condições para o programa funcionar	79
A.1.2	Modo de instalação	79
A.2	Menu principal	79
A.3	Descrição dos parâmetros calculados pela interface	83
A.4	Visualização dos parâmetros	89
B	Comparação dos parâmetros do membro parético com os do membro não-parético	95
C	Assimetrias dos parâmetros biomecânicos	99
C.1	Valor absoluto das assimetrias calculadas	100
C.2	Teste <i>t-student</i> para as assimetrias	120
C.3	Testes de normalidade para as assimetrias dos parâmetros biomecânicos	121
C.4	Regressão linear das assimetrias em função da velocidade	122
D	Teste de normalidade para os parâmetros biomecânicos	125

LISTA DE FIGURAS

2.1	Planos e eixos anatómicos.	6
2.2	Ilustração das estruturas ósseas que constituem a pélvis (bacia).	6
2.3	Ilustração dos movimentos realizados pela pélvis.	7
2.4	Ilustração das estruturas ósseas que constituem a articulação da anca.	7
2.5	Ilustração dos movimentos realizados pela articulação da anca	8
2.6	Articulação do joelho.	8
2.7	Articulação do tornozelo.	9
2.8	Ilustração da realização de um ciclo de marcha.	10
2.9	Ilustração de um único ciclo de marcha com a fase de apoio e a fase de balanço.	12
2.10	Ilustração do ciclo de marcha com representação da fase de apoio e suas subdivisões, fase de balanço e suas subdivisões, bem como os apoios bipodal e unipodal.	12
2.11	Ilustração do ciclo de marcha com representação da fase de apoio, fase de balanço e momentos de apoio bipodal e unipodal.	13
2.12	Representação dos parâmetros espaciais largura do passo, comprimento do passo e comprimento do ciclo.	15
2.13	Ilustração da postura adquirida por um paciente com hemiparesia.	18
2.14	Ilustração dos gráficos de cinemática em condições normais.	21
2.15	Ilustração dos gráficos dos parâmetros cinemáticos de um paciente com hemiparesia esquerda.	22
2.16	Ilustração dos gráficos das potências articulares.	24
4.1	Exemplo da marcação dos eventos de <i>foot strike</i> e <i>foot off</i> para o membro inferior esquerdo e direito de um <i>trial</i> de um paciente hemiparético.	28
4.2	Exemplo do gráfico da componente em x de <i>AnkleAngles</i> (dorsiflexão e flexão plantar) de um <i>trial</i> de um paciente com hemiparesia direita.	33
4.3	Exemplo do gráfico da GRF de um <i>trial</i> de um paciente com hemiparesia direita.	33
4.4	Esquemático da organização da interface gráfica.	35
4.5	Janela de visualização do Menu Principal.	36
4.6	Vista lateral da localização das marcas refletoras no membro inferior direito.	38

LISTA DE FIGURAS

4.7	Ambiente de visualização do <i>software</i> VICON durante a realização de um exame de marcha.	39
5.1	Visualização gráfica da regressão linear da Assimetria do <i>stride time</i> em função da velocidade para os pacientes com hemiparesia direita.	54
5.2	Gráficos da regressão linear dos parâmetros biomecânicos do lado parético que estão mais correlacionados com a velocidade em função da velocidade (hemiparesia esquerda).	61
5.3	Gráficos da regressão linear dos parâmetros biomecânicos do lado parético que estão mais correlacionados com a velocidade em função da velocidade (hemiparesia direita).	62
5.4	Gráficos da regressão linear dos parâmetros biomecânicos do lado não-parético que estão mais correlacionados com a velocidade em função da velocidade (hemiparesia esquerda).	63
5.5	Gráficos da regressão linear dos parâmetros biomecânicos do lado não-parético que estão mais correlacionados com a velocidade em função da velocidade (hemiparesia direita).	64
A.1	Janela de visualização do Menu Principal da plataforma.	80
A.2	Menu <i>dropdown</i> de escolha do lado hemiparético.	81
A.3	Menus <i>dropdown</i> da escolha do tipo de <i>trial</i> e do tipo de análise.	82
A.4	Mensagem de erro referente à falta de importação de um ficheiro.	82
A.5	Mensagem que aparece quando o utilizar escolhe guardar a informação num ficheiro já existente.	83
A.6	Exemplo da marcação dos eventos de <i>foot strike</i> e <i>foot off</i> para o membro inferior esquerdo e direito de um <i>trial</i> de um paciente.	84
A.7	Exemplo do gráfico da componente em <i>x</i> de <i>AnkleAngles</i> (dorsiflexão e flexão plantar) de um <i>trial</i> de um paciente com hemiparesia direita.	88
A.8	Exemplo prático do primeiro separador observado na Janela de Visualização obtida para um paciente com hemiparesia direita quando o utilizador escolhe visualizar os parâmetros cinemáticos e dinâmicos do membro inferior esquerdo.	90
A.9	Exemplo prático do segundo separador observado na Janela de Visualização obtida para um paciente com hemiparesia direita quando o utilizador escolhe visualizar os parâmetros cinemáticos e dinâmicos do membro inferior esquerdo.	91
A.10	Exemplo prático do primeiro separador observado na Janela de Visualização obtida para um paciente com hemiparesia direita quando o utilizador escolhe visualizar os parâmetros cinemáticos e dinâmicos do membro inferior esquerdo e direito.	92

A.11 Exemplo prático do segundo separador observado na Janela de Visualização obtida para um paciente com hemiparesia direita quando o utilizador escolhe visualizar os parâmetros cinemáticos e dinâmicos do membro inferior esquerdo e direito.	93
C.1 Gráficos da regressão linear das assimetrias em função da velocidade dos pacientes com hemiparesia esquerda.	122
C.2 Gráficos da regressão linear das assimetrias em função da velocidade dos pacientes com hemiparesia direita.	123

LISTA DE TABELAS

4.1	Parâmetros espaço-temporais obtidos no exame de marcha realizado no CMRA.	39
4.2	Parâmetros cinemáticos obtidos no exame de marcha realizado no CMRA. . .	40
4.3	Parâmetros cinéticos/dinâmicos obtidos no exame de marcha realizado no CMRA.	40
5.1	Dados demográficos dos 24 pacientes com hemiparesia esquerda (no lado esquerdo) e dos 35 pacientes com hemiparesia direita (no lado direito). . . .	44
5.2	Padrões mais observados para cada parâmetro nos pacientes com hemiparesia esquerda e com hemiparesia direita.	46
5.3	Média e desvio padrão das assimetrias dos parâmetros biomecânicos para cada um dos pacientes com hemiparesia esquerda.	47
5.4	Média e desvio padrão das assimetrias dos parâmetros biomecânicos para cada um dos pacientes com hemiparesia direita.	48
5.5	Coefficiente de <i>Spearman</i> (ρ) e <i>p-value</i> das correlações entre a velocidade e as assimetrias para os pacientes com hemiparesia esquerda.	51
5.6	Coefficiente de <i>Spearman</i> (ρ) e <i>p-value</i> das correlações entre a velocidade e as assimetrias para os pacientes com hemiparesia direita.	51
5.7	Valores de R^2 para as regressões lineares entre a velocidade e as assimetrias dos parâmetros biomecânicos.	53
5.8	Parâmetros biomecânicos (dos pacientes com hemiparesia esquerda) que estão mais fortemente correlacionados com a velocidade no lado parético (esquerdo) do que no lado não-parético (direito).	56
5.9	Parâmetros biomecânicos (dos pacientes com hemiparesia esquerda) que estão mais fortemente correlacionados com a velocidade no lado não-parético (direito) do que no lado parético (esquerdo).	56
5.10	Parâmetros biomecânicos (dos pacientes com hemiparesia direita) que estão mais fortemente correlacionados com a velocidade no lado parético (direito) do que no lado não-parético (esquerdo).	57
5.11	Parâmetros biomecânicos (dos pacientes com hemiparesia direita) que estão mais fortemente correlacionados com a velocidade no lado não-parético (esquerdo) do que no lado parético (direito).	58

5.12	Parâmetros biomecânicos que têm uma maior correlação com a velocidade no lado parético (coluna da esquerda) e no lado não-parético (coluna da direita).	58
5.13	Parâmetros biomecânicos finais mais relacionados com a velocidade no lado parético e respectivos valores de coeficiente de <i>Spearman</i> , para os pacientes com hemiparesia esquerda (lado esquerdo) e para os pacientes com hemiparesia direita (lado direito).	59
5.14	Parâmetros biomecânicos finais mais relacionados com a velocidade no lado não-parético e respectivos valores de coeficiente de <i>Spearman</i> , para os pacientes com hemiparesia esquerda (lado direito) e para os pacientes com hemiparesia direita (lado esquerdo).	59
B.1	Comparação dos parâmetros biomecânicos do membro parético com o membro não-parético.	96
C.1	Valor absoluto das assimetrias dos parâmetros biomecânico dos pacientes com hemiparesia esquerda.	100
C.2	Valor absoluto das assimetrias dos parâmetros biomecânicos dos pacientes com hemiparesia direita.	108
C.3	Resultados dos testes <i>t-student</i> para as assimetrias dos parâmetros biomecânicos.	120
C.4	Resultados dos testes de normalidade para as assimetrias dos parâmetros biomecânicos.	121
D.1	Resultados dos testes de normalidade para os parâmetros biomecânicos.	125

SIGLAS

AVC Acidente Vascular Cerebral

CMRA Centro de Medicina de Reabilitação de Alcoitão

GRF *Ground Reaction Force* (Força Reativa do Apoio)

INTRODUÇÃO

Este projeto, enquadrado no âmbito da Engenharia Biomédica, foi proposto pelo Centro de Medicina e Reabilitação de Alcoitão (CMRA) e surge da necessidade de tornar a análise biomecânica da marcha em pacientes com hemiparesia, que sofreram um Acidente Vascular Cerebral (AVC), um processo mais célere e objetivo. Para tanto, desenvolveu-se uma plataforma de extração e processamento de parâmetros biomecânicos a partir dos dados em bruto recolhidos através do equipamento de análise de marcha. Os parâmetros a extrair foram decididos pelos profissionais do Laboratório de Marcha do CMRA. Para além disso, os objetivos desta dissertação passam também por compreender de que forma os parâmetros extraídos poderão estar relacionados com a funcionalidade da marcha dos pacientes. Refira-se que o Laboratório de Marcha do CMRA, criado em 1998, foi o pioneiro nesta área em contexto clínico e a sua equipa inclui especialistas em Biomecânica e Fisioterapia coordenados por um Médico Fisiatra [1].

O AVC é uma das principais causas de morte e de incapacidades motoras e cognitivas a nível mundial, tendo consequências significativas na funcionalidade dos indivíduos, diminuindo o seu nível de independência e aumentando a dificuldade em realizar atividades do dia-a-dia [2], [3]. De facto, cerca de 50% dos pacientes torna-se dependente dos cuidados de terceiros, sendo que 20% perdem a capacidade de andar e 20% ficam gravemente incapacitados [3]. Dos pacientes que não perdem a capacidade de andar com independência, 70% sofre quedas durante o primeiro ano, sendo que a maioria das quedas deve-se a perda de equilíbrio durante a marcha [4].

Uma das principais consequências do AVC é a hemiparesia, deficiência motora que se caracteriza por uma diminuição de força que afeta o lado direito ou o lado esquerdo do corpo (membro inferior, membro superior e cara) [3], [5]. Em contraste com a marcha normal que é maioritariamente simétrica, a marcha hemiparética é assimétrica, tem pouco controlo motor seletivo, com alterações nas reações de equilíbrio e com pouco suporte de

peso no lado parético, resultando numa marcha menos funcional, mais propícia a quedas. A progressão simétrica e natural do corpo para a frente é comprometida e a coordenação intra e inter-membros é substituída por padrões de movimento no lado parético que necessitam de ajustes no lado não-parético [6]. Uma das características da marcha hemiparética é uma velocidade reduzida [7], caindo para valores entre 0,08 m/s e 1,05 m/s comparando com valores entre 1,0 m/s e 1,5 m/s em indivíduos saudáveis [8], sendo que o valor mínimo para ter uma certa independência na marcha é de aproximadamente 0,6 m/s. Uma velocidade inferior a 0,6 m/s é propícia a quedas [9].

Os pacientes preocupam-se com as assimetrias que experienciam e querem voltar a andar com um padrão de marcha normal e uma maior velocidade. Assim, os profissionais de reabilitação dedicam grande parte das intervenções a tentar restabelecer um padrão de marcha menos assimétrico e mais rápido, ou seja, um padrão de marcha o mais funcional possível [5], [7].

A análise da marcha realizada em laboratórios especializados como o Laboratório de Marcha do CMRA, é muito relevante para a descrição e compreensão da marcha, permitindo fazer uma descrição espacial, temporal, cinemática e dinâmica da marcha, com o objetivo de desenvolver programas de intervenção direcionados para a problemática de cada paciente [10]. No entanto, esta descrição é baseada na observação de gráficos, tornando o processo demorado e subjetivo, existindo uma lacuna na identificação objetiva do que torna uma marcha mais funcional. Assim, a plataforma desenvolvida no decorrer deste trabalho visa tornar o processo mais objetivo e padronizado, calculando e extraindo 43 parâmetros espaço-temporais, cinemáticos e dinâmicos que previamente eram analisados apenas por observação visual dos gráficos.

Para além disso, a velocidade é considerada uma característica preditiva de potencial hospitalização e de funcionalidade da marcha [11], tendo sido referida como o *gold standard* para a medição da capacidade que um indivíduo tem de andar [12]. Desta forma, será feito um estudo de correlação entre a velocidade e a assimetria entre membros inferiores, e entre a velocidade e os parâmetros biomecânicos, de modo a tentar compreender de que forma a assimetria está relacionada com a diminuição de velocidade observada nos pacientes com hemiparesia esquerda e direita e quais os parâmetros mais relevantes para a descrição de uma marcha mais funcional. Assim, este trabalho vai ser realizado com base em duas premissas: a primeira premissa é a de que a velocidade é um indicador de funcionalidade; a segunda é a de que uma maior assimetria leva a uma menor velocidade, logo a uma menor funcionalidade da marcha. Será também realizada uma análise estatística para compreender se as assimetrias observadas nos pacientes com hemiparesia esquerda são de alguma forma distintas das assimetrias observadas nos pacientes com hemiparesia direita, para aferir se o hemisfério afetado tem algum efeito nos resultados.

Este documento é composto por 6 capítulos. O presente capítulo – **Introdução** - faz uma breve contextualização do problema abordado, bem como o que irá ser feito para resolver este problema.

O capítulo 2 - **Enquadramento Teórico** - é a explicação dos conceitos teóricos necessários para a compreensão do projeto.

No capítulo 3 - **Estado de Arte** - é feita uma revisão bibliográfica dos estudos previamente realizados na área em questão.

O capítulo 4 - **Procedimento** - explica os processos de desenvolvimento da plataforma e de aquisição de dados.

O capítulo 5 - **Análise e Discussão dos Resultados** - explica o tipo de análise de dados efetuada e interpreta os resultados obtidos.

Por fim, o capítulo 6 - **Conclusões e Perspetivas Futuras** - contém as conclusões do estudo, limitações e trabalho futuro.

ENQUADRAMENTO TEÓRICO

Neste capítulo serão descritos alguns conceitos teóricos necessários para a compreensão do projeto, nomeadamente a artrologia do membro inferior, a descrição da marcha saudável, bem como as alterações observadas devido ao Acidente Vascular Cerebral.

2.1 Artrologia do membro inferior

Neste projeto, é o membro inferior que está em estudo. Como tal, é importante perceber as articulações sobre as quais vão ser retirados vários parâmetros. Estas são: a **pélvis** (ou **bacia**), a **anca**, o **joelho** e o **tornozelo**.

Nesta secção será feita uma breve descrição dos ossos que compõem as articulações em estudo, a sua função e os movimentos efetuados pelas mesmas. Os movimentos são descritos usando 3 planos de referência: o plano sagital, que divide o corpo em lado direito e lado esquerdo, e é onde normalmente ocorre flexão e extensão (ou dorsiflexão e flexão plantar, no caso do tornozelo); o plano frontal/coronal, que divide o corpo em parte anterior e posterior, e é onde ocorre abdução e adução (ou eversão e inversão, no caso do tornozelo); e o plano transversal/horizontal, que divide o corpo em parte superior e inferior, e é onde ocorre rotação interna e externa (ver figura 2.1) [13].

2.1.1 Pélvis/Bacia

A pélvis (ou bacia) é composta por vários ossos, nomeadamente o sacro, cóccix, ísquio, ilíaco e púbis, que podem ser observados na figura 2.2. A estrutura da pélvis tem como função suportar os conteúdos do abdómen e ajudar a transferir o peso da coluna para os membros inferiores. Para além disso, durante a marcha, as articulações da pélvis trabalham em conjunto para diminuir a quantidade de força transferida do chão e extremidades inferiores para a coluna e extremidades superiores [14], [15].

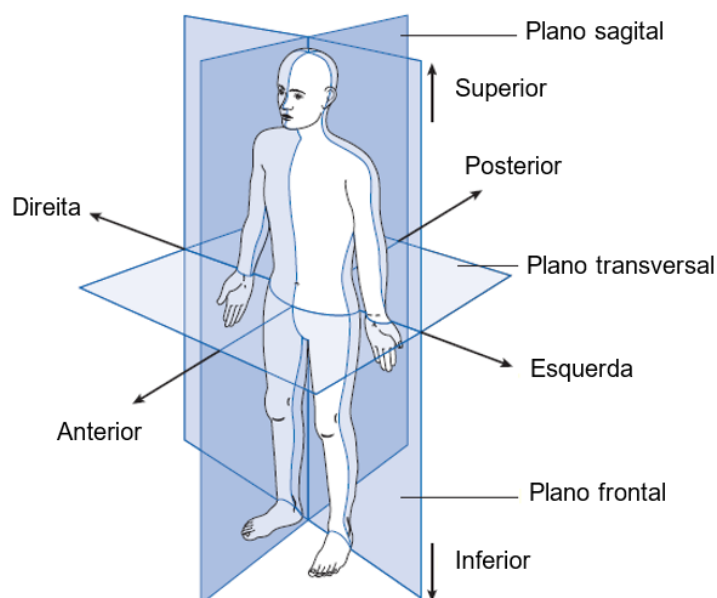


Figura 2.1: **Planos e eixos anatômicos.** Adaptado de [13].

Os ossos que constituem a pélvis formam 3 articulações entre eles: a articulação sacro-coccígea (inferiormente entre o sacro e o cóccix), a articulação sacroilíaca (posteriormente entre o sacro e cada íliaco) e a sínfise púbica (anteriormente entre os dois componentes da púbis) (ver figura 2.2) [14], [15].

Os movimentos existentes nos planos anatômicos são: *tilt* (anterior e posterior), obliquidade (cima e baixo) e rotação (interna e externa) [16]. Para uma melhor compreensão, estes movimentos encontram-se representados na figura 2.3.

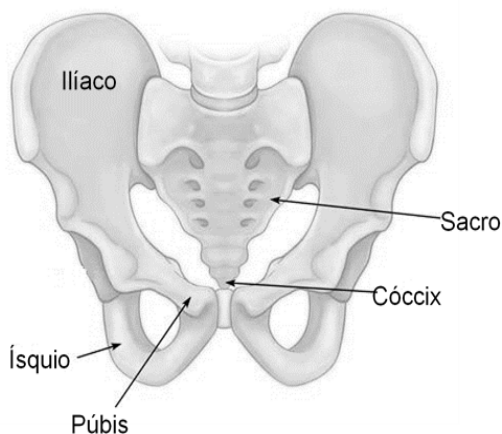


Figura 2.2: **Ilustração das estruturas ósseas que constituem a pélvis (bacia).** Adaptado de [17].

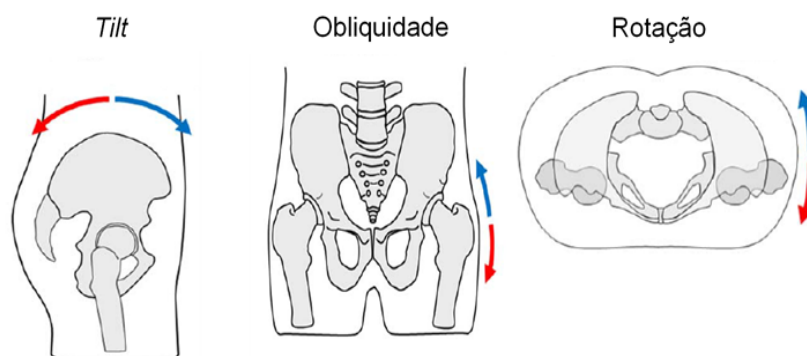


Figura 2.3: Ilustração dos movimentos realizados pela pélvis - *tilt* anterior ou posterior, obliquidade inferior ou superior e rotação interna ou externa. Adaptado de [15].

2.1.2 Anca

A articulação da anca é formada pela junção entre a cabeça do fêmur e o acetábulo da pélvis (ver figura 2.4). A sua função principal é a de conceder suporte dinâmico do peso corporal e, simultaneamente, facilitar a transferência de força e carga para as extremidades inferiores, possibilitando a mobilidade [18].

Esta permite a existência de movimento em 3 eixos principais perpendiculares uns aos outros. O centro do eixo encontra-se na cabeça do fêmur. No eixo transversal é possível haver flexão e extensão, podendo atingir um máximo de 145° de flexão e de 30° de extensão; no eixo longitudinal existe rotação interna e externa, podendo atingir uma rotação interna máxima de 35° e uma rotação externa máxima de 45°; no eixo sagital observam-se movimentos de abdução e adução, podendo ambos atingir um máximo de 45° [18]–[20]. Para uma melhor compreensão destes movimentos, estes encontram-se ilustrados na figura 2.5.

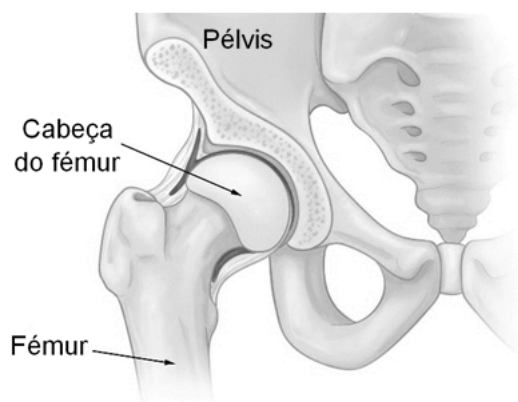


Figura 2.4: Ilustração das estruturas ósseas que constituem a articulação da anca. Adaptado de [21].



Figura 2.5: **Ilustração dos movimentos realizados pela articulação da anca** - flexão e extensão, rotação interna e externa, abdução e adução. Adaptado de [22], [23].

2.1.3 Joelho

A articulação do joelho é uma das maiores e mais complexas articulações existentes no corpo. Esta tem uma estrutura de certa forma instável, mas, no entanto, tem de suportar todo o peso corporal quando nos encontramos em pé. É constituída por 3 ossos e uma grande rede de ligamentos e músculos [24].

O fémur, tibia e patela juntam-se através das articulações tibiofemoral (junção da tibia com o fémur) e patelofemoral (junção da patela com o fémur). Em conjunto, estas duas articulações constituem a articulação do joelho (ver figura 2.6a) [25].

Os movimentos principais efetuados pelo joelho são flexão e extensão. No movimento de flexão, o membro inferior é dobrado e a perna aproxima-se da coxa, podendo atingir um máximo de 140°. No movimento de extensão, o membro inferior fica esticado, atingindo os 0° (ver figura 2.6b) [24].

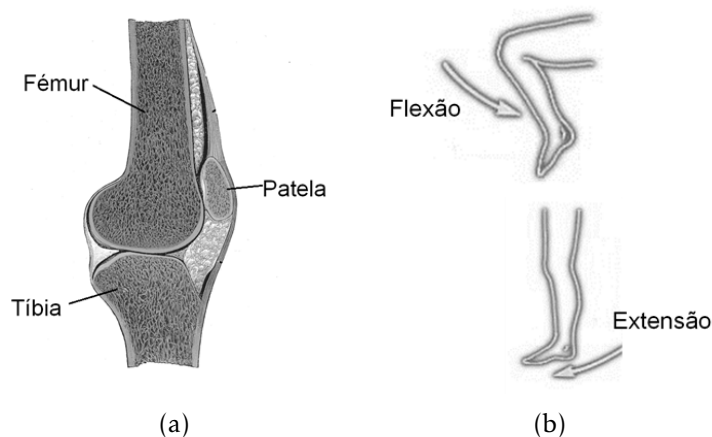


Figura 2.6: **Articulação do joelho.** (a) Estruturas ósseas que constituem a articulação do joelho (fémur, patela e tibia). (b) Movimentos realizados pela articulação do joelho (flexão e extensão). Adaptado de [24], [25].

2.1.4 Tornozelo

A articulação do tornozelo é importante para o deslocamento dos indivíduos, pois adapta-se à superfície em que estes se estão a deslocar [26].

A articulação do tornozelo é formada por três ossos: a tíbia, a fíbula da perna e o talo do pé. A junção da tíbia com a fíbula é formada pelo ligamento tibiofibular. Por sua vez, o talo encaixa nesta junção, formando a articulação do tornozelo (ver figura 2.7a) [27], [28].

Os movimentos realizados por esta articulação consistem na dorsiflexão, flexão plantar, eversão e inversão. Na dorsiflexão, a parte superior do pé aproxima-se da parte anterior da perna, podendo atingir um máximo de aproximadamente 50° . Na flexão plantar, o pé afasta-se da parte anterior da perna, aproximando o calcanhar da parte posterior da perna, podendo atingir um máximo de 30° (ver figura 2.7b) [27]–[29]. A eversão é um movimento que faz com que a planta do pé fique virada para fora e a inversão é o movimento oposto, ou seja, é um movimento que faz com que a planta do pé fique virada para dentro (ver figura 2.7c) [30].

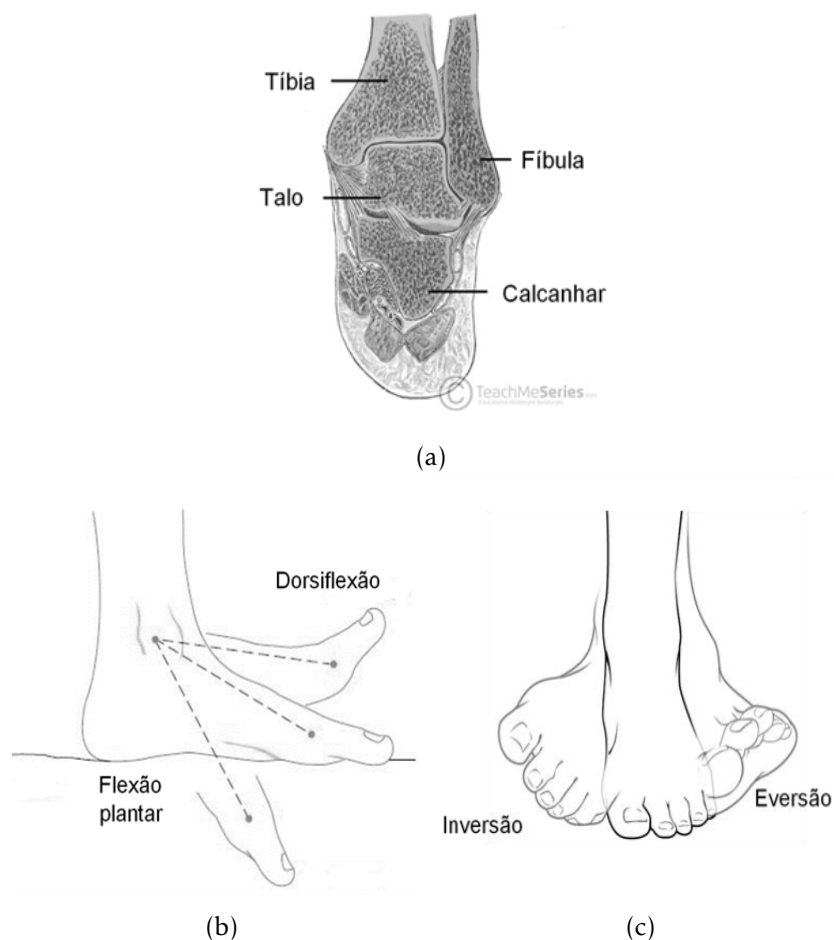


Figura 2.7: **Articulação do tornozelo.** (a) Estruturas ósseas que constituem a articulação do tornozelo (tíbia, talo e fíbula). (b) Movimentos de flexão/dorsiflexão e extensão/flexão plantar efetuados pelo tornozelo. (c) Movimentos de eversão e inversão efetuados pelo tornozelo. Adaptado de [27], [28], [30].

2.2 Marcha

A marcha, sendo o modo de locomoção natural para os humanos, pode ser definida como a translação do corpo proveniente da repetição de movimentos de segmentos do corpo, mantendo o equilíbrio [31].

Apesar de cada indivíduo ter uma maneira característica de andar e correr, tornando possível identificá-lo pela sua maneira de andar ou até mesmo pelos seus passos, existem muitos fatores extrínsecos, intrínsecos, fisiológicos ou patológicos que podem afetar o seu padrão de marcha. Assim, existe um padrão de marcha, designado de “normal”, para descrever uma marcha funcional, sem patologia associada [28]. Mais especificamente, quando não existe patologia associada, a denominada vulgarmente de “marcha normal”, pode ser definida como um modo de locomoção usando os dois membros inferiores de forma alternada, de modo a fornecer suporte e propulsão, desde que pelo menos um dos pés esteja em contacto com o chão em todos os instantes (caso contrário, entraríamos na definição de correr) [32].

É importante perceber a distinção entre passo e passada. Quando um membro inferior se move para a frente, este dá um **passo**. Ou seja, quando o membro inferior direito se move para a frente, este dá um passo direito, quando o membro inferior esquerdo se move para a frente, foi efetuado um passo esquerdo. Quando ambos os membros inferiores dão um passo (um passo direito e um passo esquerdo), denomina-se **passada** ou **ciclo de marcha** (ver figura 2.8) [3].

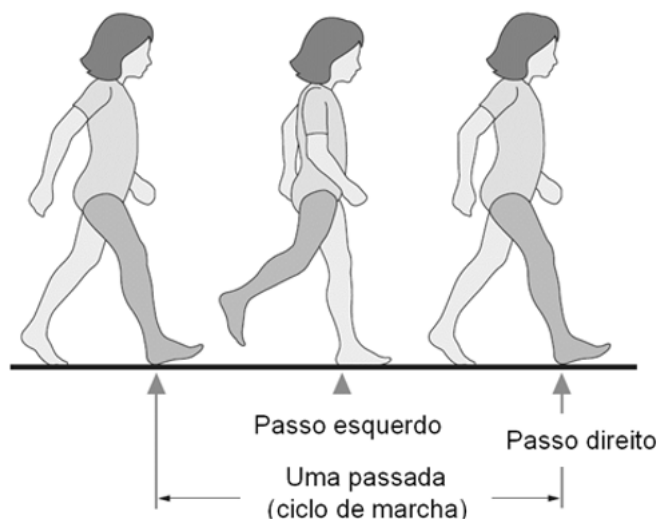


Figura 2.8: **Ilustração da realização de um ciclo de marcha** - um ciclo de marcha (uma passada) é efetuado quando são dados dois passos (um passo com o membro inferior direito e um passo com o membro inferior esquerdo). Adaptado de [3].

Um **ciclo de marcha** é o período entre duas ocorrências sucessivas de dois eventos idênticos e repetitivos no processo da marcha. Geralmente, estes dois eventos correspondem ao instante em que o pé contacta com o solo (contacto inicial) e ao instante seguinte em que o mesmo pé contacta com o solo (contacto inicial do próximo ciclo). Ou seja, se for decidido que o ciclo começa com o contacto inicial do pé direito, então o ciclo termina quando o pé direito contacta com o solo outra vez, iniciando um novo ciclo. No entanto, qualquer evento pode ser escolhido para definir o ciclo de marcha. O membro inferior esquerdo, por sua vez, passa pela mesma série de eventos que o membro inferior direito [31], [32].

O ciclo de marcha divide-se em duas fases: **fase de apoio** (quando o pé está em contacto com o solo) e **fase de balanço** (quando o pé não está em contacto com o solo). A fase de apoio ocupa cerca de 60% do ciclo e pode ser subdividida em 5 fases funcionais que ocorrem pela seguinte ordem: contacto inicial (calcanhar em contacto com o solo – *foot contact*), apoio inicial (planta do pé em contacto com o solo), apoio médio (todo o pé em contacto com o solo), apoio final (libertação do calcanhar do solo) e pré-balanço (dedos libertados do solo – *foot off*). Esta libertação dos dedos do solo, em condições de marcha normal, ocorre aproximadamente a 60% do ciclo, marcando a divisão entre a fase de apoio e a fase de balanço. A fase de balanço, por sua vez, ocupa 40% do ciclo e pode ser subdividida em 3 fases funcionais que ocorrem pela seguinte ordem: balanço inicial, balanço médio (pé suspenso no ar) e balanço final (quando o pé ainda se encontra suspenso, mas está quase a apoiar-se no solo) (ver figuras 2.9 e 2.10) [31], [32].

É também possível fazer uma divisão do ciclo de marcha observando simultaneamente o que está a acontecer com o outro membro inferior. A meio de um ciclo, desde que este seja simétrico, ocorre o contacto do pé oposto (*opposite foot contact*). Ou seja, o pé que não está a ser observado tem contacto com o chão (se estiver a ser estudado o ciclo de marcha do membro inferior direito, por exemplo, este parâmetro corresponde ao contacto do pé esquerdo com o chão). O *foot off* do pé oposto (*opposite foot off*) acontece antes da fase de balanço do membro inferior que não está a ser observado, ou seja, antes da fase de apoio unipodal do membro inferior em estudo, dividindo a fase de apoio em: primeiro apoio bipodal (*first double support*), desde o contacto inicial até *opposite foot off*; apoio unipodal (*single support*), desde *opposite foot off* até *opposite foot contact*; e segundo apoio bipodal (*second double support*), desde *opposite foot contact* até *foot off*. Cada uma das fases de apoio bipodal ocupa 10% do ciclo, num total de 20% (ver figuras 2.10 e 2.11) [33].

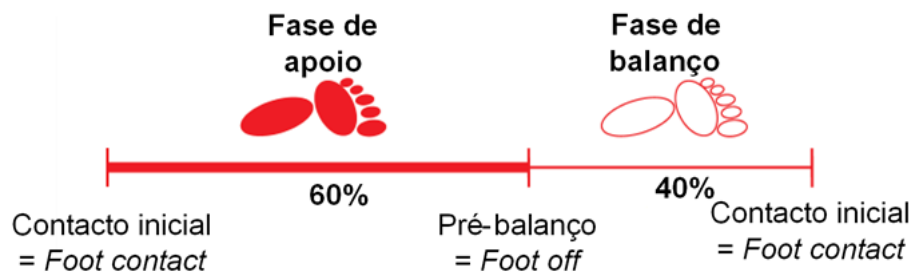


Figura 2.9: Ilustração de um único ciclo de marcha com a fase de apoio e a fase de balanço - Fase de apoio: entre os instantes de *foot contact* e *foot off* (60% do ciclo); Fase de balanço: entre os instantes de *foot off* e *foot contact* (40% do ciclo). Adaptado de [33].

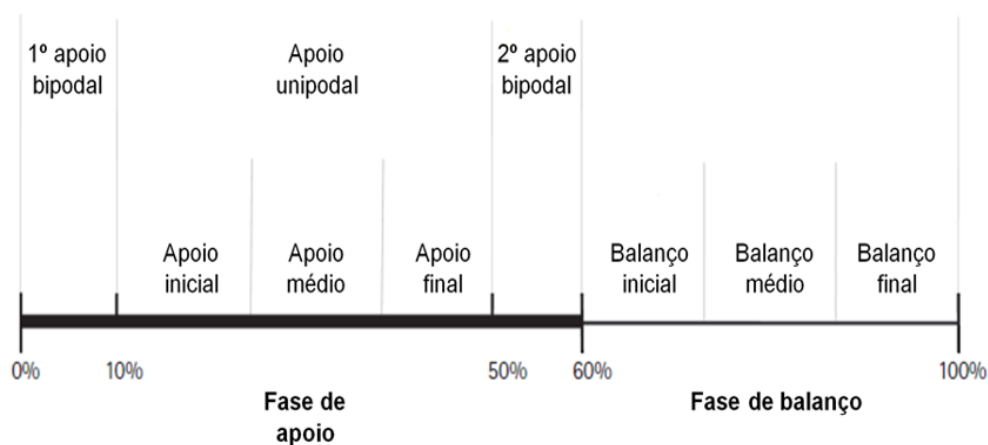


Figura 2.10: Ilustração do ciclo de marcha com representação da fase de apoio e suas subdivisões, fase de balanço e suas subdivisões, bem como os apoios bipodal e unipodal. A fase de apoio constitui 60% do ciclo e 20% desta corresponde a apoio bipodal; a fase de balanço corresponde a 40% do ciclo. Adaptado de [33].

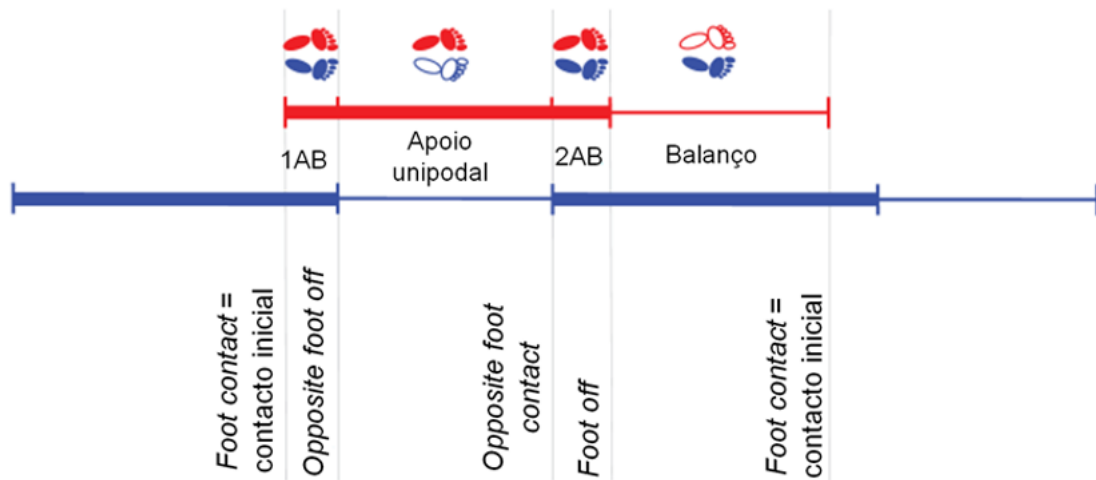


Figura 2.11: Ilustração do ciclo de marcha com representação da fase de apoio, fase de balanço e momentos de apoio bipodal e unipodal. A fase de apoio tem 10% iniciais e finais de apoio bipodal (representados na figura por 1AB e 2AB), mas a maior parte do ciclo é caracterizada por apoio unipodal. Adaptado de [33].

2.3 Análise da marcha

Atualmente, a análise biomecânica clínica da marcha é considerada uma ferramenta muito importante para a avaliação funcional e para o diagnóstico de disfunções motoras em ambiente clínico, sendo usada pela generalidade dos laboratórios durante a realização do exame de marcha, como é o caso do Laboratório de Marcha do Centro de Medicina e Reabilitação de Alcoitão (CMRA). Anteriormente, esta era considerada apenas como uma ferramenta meramente académica [34].

Em ambiente clínico, o método mais usado para análise de marcha costumava ser o método observacional, baseado apenas na comparação do padrão de marcha do paciente com os padrões considerados normais. No entanto, este é um processo muito subjetivo, pelo que surgiu a necessidade de usar métodos mais quantitativos e objetivos [5]. Estes permitem uma análise correta de parâmetros espaço-temporais (relacionados com comprimentos, tempos, velocidades), ângulos das articulações, forças e eletromiografia [35].

O sistema optoeletrónico fornece uma análise tridimensional através da captura de movimento e é o *gold standard* na análise de marcha há mais de 35 anos [36]. Este é constituído por câmaras de radiação infravermelha posicionadas ao longo do laboratório, que captam a luz das marcas refletoras colocadas nas posições anatómicas escolhidas, e câmaras que registam o movimento. Os dados recolhidos pelas câmaras são enviados para o computador, que reconstrói a trajetória do paciente através das coordenadas cartesianas do movimento das marcas e grava parâmetros cinemáticos. Simultaneamente, o sistema optoeletrónico pode também gravar dados de plataformas de força, que dão informação

acerca das forças reativas do apoio, e dados de eletromiografia. Os diferentes tipos de dados obtidos são sincronizados através de uma placa análogo-digital e gravados na mesma base de dados [5], [34]. Este método será mais detalhado no Capítulo 4.

2.3.1 Parâmetros espaço-temporais

Os parâmetros relacionados com a distância e o tempo do passo e da passada são denominados de parâmetros **espaço-temporais** (espaciais e temporais) e dão uma noção da simetria do ciclo. Estes são as medidas base de qualquer avaliação da marcha e incluem: comprimento do passo, comprimento da passada/do ciclo, largura do passo, largura da passada, tempo da passada, tempo do passo, cadência e velocidade [3].

O **comprimento do passo** (*step length*) é a distância percorrida por uma parte do pé durante um passo (ver figura 2.12) [33], [35].

O **comprimento da passada/do ciclo** (*stride length*) é a distância percorrida por uma parte do pé durante um ciclo de marcha, ou seja, entre dois instantes seguidos de um evento repetitivo. Em média, para um padrão de marcha normal, o comprimento do ciclo deve ser igual para o lado esquerdo e direito. Um valor normal para adultos é de aproximadamente 1,40 m (ver figura 2.12) [33], [35].

A **largura do passo** (*step width*) é a distância médio-lateral entre os pés. É uma função da passada (é igual para o lado esquerdo e direito) e depende do pé usado para efetuar a medição. Normalmente, é a distância entre as articulações do tornozelo. Alguns autores defendem que é mais correto usar o termo largura da passada (*stride width*) (ver figura 2.12) [33], [35], [37].

O **tempo da passada** (*stride time*) é a duração de um ciclo de marcha. Tal como o comprimento da passada, não importa qual o instante escolhido, mas normalmente é medido o tempo entre dois apoios sucessivos do mesmo pé [33], [35].

O **tempo do passo** (*step time*) é a duração de um passo. No entanto, é mais comum usar a **cadência** para representar indiretamente a duração do ciclo. Esta representa o número de passos por minuto. Um valor considerado normal em adultos é cerca de 120 passos/minuto, ou seja, 2 passos por segundo (1 ciclo por segundo) [33], [35].

A **velocidade** (*walking speed*) é a distância, em metros, percorrida num dado intervalo de tempo, em segundos. O valor considerado normal para homens adultos saudáveis é de aproximadamente 1,40 m/s e para mulheres adultas saudáveis é de 1,20 m/s [33], [35].

2.3.2 Parâmetros cinemáticos

A **cinemática** é a descrição do movimento do corpo sem considerar as forças envolvidas. O instrumento usado é a câmara, que permite observar o movimento do indivíduo durante a marcha, mas não dá informação acerca das forças envolvidas [13]. No modelo articulado usado no exame de marcha, 3 marcas refletoras formam um segmento do corpo [35]. Com base no movimento destes segmentos do corpo no espaço, ou o movimento em relação



Figura 2.12: **Representação dos parâmetros espaciais largura do passo, comprimento do passo e comprimento do ciclo.** Adaptado de [37].

uns aos outros, a análise de marcha interpreta os ângulos das articulações (admite-se que os segmentos estão ligados por articulações) [33].

Para perceber os ângulos das articulações é importante ter em consideração que, a cada segmento, encontra-se associado um sistema de coordenadas próprio que tem em conta os planos anteriormente descritos, o que permite que a sua orientação seja descrita. Normalmente, considera-se o ângulo sagital (flexão e extensão), coronal (adução e abdução) e transversal (rotação interna e externa) para cada articulação [33].

2.3.3 Parâmetros dinâmicos/cinéticos

A **dinâmica/cinética** descreve a relação entre o movimento do corpo e as causas desse movimento, ou seja, as forças que atuam no corpo humano [35]. A cinética não fornece informação acerca da posição ou orientação dos objetos em estudo. Os instrumentos usados são as plataformas que medem a força de reação do apoio durante a marcha, mas não dão informação acerca da posição do membro ou dos ângulos das articulações [13].

A força mais importante na análise de marcha é a **força reativa do apoio** (*ground reaction force – GRF*). Esta é oposta e tem amplitude igual à força que o corpo exerce no chão devido à atividade muscular e à gravidade [33].

O **momento de força** das articulações descreve a soma de todos os momentos das estruturas internas que rodeiam uma articulação [38]. Cada uma destas estruturas gera uma força aplicada na articulação com um efeito dado pela multiplicação da força pelo “braço do momento” (distância perpendicular entre a linha de ação da força até ao centro da articulação) [39].

A **potência das articulações** descreve a taxa e a quantidade de produção e dissipação de energia dos músculos e ligamentos nas proximidades da articulação. A potência é o resultado da multiplicação do momento da força com a velocidade angular da articulação [38].

2.4 Causas de alterações na marcha

Existem diversas patologias que provocam alterações ao nível da marcha como, por exemplo, o Acidente Vascular Cerebral (AVC), paralisia cerebral, esclerose múltipla, amputação e doença de Parkinson [3]. No entanto, tendo em conta a população em estudo nesta dissertação, apenas será aprofundado o efeito do AVC na marcha.

2.4.1 O Acidente Vascular Cerebral

Por ano, cerca de 0,2% da população sofre um Acidente Vascular Cerebral (AVC), existindo uma taxa de recorrência de 10%. Isto é, 10% da população que já sofreu um AVC volta a sofrer outro. É a principal causa de deficiência motora nos centros de reabilitação e é o tipo de deficiência neurológica mais comum. Cerca de 50% dos pacientes torna-se dependente dos cuidados de terceiros após 6 meses, sendo que 20% perde a capacidade de andar e outros 20% ficam gravemente incapacitados [3]. Para além disso, 70% dos pacientes que andam independentemente sofre quedas durante o primeiro ano e a maioria das quedas deve-se a perda de equilíbrio durante a marcha [4].

Na verdade, esta é uma das principais causas de morte nos países desenvolvidos, tendo como principais fatores de risco fumar, hipertensão, colesterol elevado e diabetes [3].

O Acidente Vascular Cerebral é definido como uma disfunção de origem vascular que dura mais de 24 horas, levando ao comprometimento das funções cognitivas, motoras, psicológicas e sociais, podendo causar morte. A alteração mais comum do AVC é a nível motor. Na maioria dos casos, os pacientes sofrem alterações do tónus e força muscular, alterações de sensibilidade e alterações de marcha [10]. É uma doença de início repentino e ocorre quando um vaso sanguíneo sofre um bloqueio devido a um coágulo ou quando sofre uma rotura. Quando tal acontece, o sangue oxigenado não chega ao cérebro, impedindo que as suas células recebam o oxigénio e nutrientes necessários para desempenhar as suas funções [40].

Existem dois tipos de AVC: o isquémico e o hemorrágico. O AVC isquémico é o mais comum, representando 85% dos casos. Este ocorre quando uma artéria fica obstruída, impedindo o transporte de sangue oxigenado para as células cerebrais que não recebem o oxigénio e nutrientes necessários para desempenhar as suas funções e acabam por morrer. A obstrução pode ocorrer devido a uma trombose (bloqueio de um vaso sanguíneo por coágulos) ou a uma embolia (retorno aos pulmões de coágulos formados noutros locais do corpo através da circulação venosa) [41]. O AVC hemorrágico representa 15% dos casos e é provocado pela rotura de vasos sanguíneos debilitados devido a traumas, hipertensão arterial e problemas de coagulação, levando a uma acumulação de sangue e conseqüente compressão do tecido cerebral adjacente [42]. Existe outra condição designada de Acidente Isquémico Transitório (AIT), vulgarmente designado de “mini AVC”, que, apesar de ser semelhante a um AVC isquémico, é causado por uma interrupção de fluxo sanguíneo temporária, revertendo os seus sinais e sintomas espontaneamente num curto período.

Este é considerado um sinal de alerta de um AVC isquémico iminente [41].

O AVC é a principal causa de deficiência severa a longo-termo. Mais de 80% dos sobreviventes sofrem disfunções na marcha. Conseqüentemente, apresentam dificuldades a realizar atividades do dia-a-dia e na mobilidade, sofrendo então uma diminuição significativa na sua independência e um agravamento da sua qualidade de vida [2], [43].

2.5 Hemiparesia e marcha hemiparética

Uma das maiores conseqüências do AVC é a **hemiparesia** – fraqueza num dos lados do corpo (membro inferior, membro superior e cara), resultante, na sua maioria, do aumento do tônus muscular dos flexores do membro superior e dos extensores do membro inferior [5]. Em ambiente clínico, não é feita uma distinção entre hemiparesia e hemiplegia apesar do conceito de hemiplegia implicar uma paralisia mais severa [3].

É importante perceber que a hemiparesia ocorre contralateral ao lado da lesão, ou seja, um AVC que ocorra no lado esquerdo vai provocar uma hemiparesia direita e um AVC que ocorra no lado direito vai provocar uma hemiparesia esquerda. Para além da hemiparesia, costuma haver perda sensorial e perda de visão no mesmo lado [3].

Em função do local da lesão, outras funções cerebrais também podem ser afetadas. Por exemplo, a área responsável pela fala está normalmente localizada no hemisfério esquerdo, por isso, sentir dificuldade a falar é comum nas pessoas com hemiparesia direita. Por outro lado, as pessoas com hemiparesia esquerda costumam ter problemas de linguagem mais subtis como dificuldade com emoções e humor, problemas perceptuais e problemas na sequenciação e coordenação dos movimentos [3], [33].

Na marcha hemiparética há uma perda seletiva do controlo dos músculos e há dificuldade em alterar a velocidade, a direção, a duração e a intensidade da atividade muscular [33]. O paciente adota uma posição que resulta numa marcha com um movimento em semicírculo ou de circundação. O membro superior fica em flexão, o tornozelo possui um movimento de dorsiflexão pouco pronunciado que costuma ser compensado por hiperextensão do joelho e inclinação do corpo para a frente e para o lado saudável de modo a “poupar” o lado afetado, procurando uma melhor base de apoio e uma distribuição mais eficiente do peso (ver figura 2.13) [3], [5], [44].

Em contraste com a marcha denominada normal que é maioritariamente simétrica espacial e temporalmente, com uma diferença inferior a 6% entre os parâmetros do membro inferior direito e esquerdo, a marcha hemiparética é assimétrica, tem pouco controlo motor seletivo, com reações de equilíbrio perturbadas e atrasadas e com pouco suporte de peso no lado parético. A progressão simétrica e natural do corpo para a frente é comprometida e a coordenação intra e inter-membros é substituída por padrões de movimento no lado parético que necessitam de ajustes no lado não-parético [6].



Figura 2.13: Ilustração da postura adquirida por um paciente com hemiparesia. Adaptado de [45].

2.5.1 Parâmetros espaço-temporais

A marcha hemiparética, em relação aos parâmetros espaciais, é principalmente caracterizada por diferenças entre o comprimento do passo do membro parético e do membro não-parético. Muitos estudos concluem que o comprimento do passo do membro parético é geralmente superior ao comprimento do passo do membro não-parético, no entanto, como os pacientes que sofreram um AVC não são um grupo homogêneo, pode existir grande variabilidade. Ou seja, uns pacientes podem exibir um comprimento do passo maior no lado parético e outros no lado não-parético. Estes resultados indicam que a assimetria no comprimento do passo não limita necessariamente a velocidade, ou seja, algumas pessoas com um comprimento do passo do membro parético maior andam mais rápido, provavelmente devido aos mecanismos de compensação do membro não-parético [6].

Existe uma enorme variabilidade entre os pacientes em relação a estas alterações, isto é, enquanto um paciente pode ter uma marcha lenta devido à redução do comprimento do passo, mas ter uma cadência normal, outros podem ter uma velocidade normal devido ao aumento da cadência como mecanismo de compensação da diminuição do comprimento do passo [33].

Em ambiente clínico, a velocidade é um indicador do desempenho da marcha. A marcha hemiparética é caracterizada por: redução da velocidade para valores compreendidos entre 0,08 m/s e 1,05 m/s, em comparação com valores entre 1,0 m/s e 1,5 m/s em indivíduos saudáveis [9]; redução da cadência, que, para indivíduos saudáveis, é de cerca de 115 passos/min; e aumento do tempo da passada, que, para indivíduos saudáveis é de aproximadamente 1,0 s [8]. Uma diminuição da velocidade pode ser o resultado de uma fraca recuperação motora, pouco equilíbrio e diminuição da força muscular e tem um efeito significativamente negativo no nível de independência dos indivíduos [46].

Também existem alterações ao nível das fases de apoio e de balanço, sendo que a fase de apoio do membro não-parético é prolongada e a do membro parético é reduzida. Assim,

o membro parético passa mais tempo em fase de balanço e o membro não-parético tem uma fase de balanço reduzida [5]. Logicamente, o tempo que o membro afetado passa em apoio unipodal é também reduzido e o tempo que passa em apoio bipodal é aumentado [46].

Como resultado destas diferenças bilaterais, os pacientes hemiparéticos possuem uma assimetria óbvia em muitos dos parâmetros espaço-temporais da marcha [6].

2.5.2 Parâmetros cinemáticos

Durante a fase de apoio:

Ao andar com uma cadência baixa, a **anca** normalmente tem uma flexão de 15° quando o calcanhar toca no solo (contacto inicial) e vai até aos 10° de extensão durante a fase de apoio. A extensão da anca é importante pois move o tronco para a frente sobre o pé de apoio, contribuindo para um comprimento do passo do pé contralateral normal. No entanto, uma diminuição da extensão da anca é muito comum em indivíduos com hemiparesia (ver figuras 2.14 e 2.15) [6], [8].

Em relação ao **joelho**, existem 3 tipos de padrões observados em indivíduos com hemiparesia: aumento da flexão do joelho durante a fase de apoio (principalmente no contacto inicial); redução da flexão do joelho no início da fase de apoio, seguida de hiperextensão no final da fase de apoio; ou hiperextensão excessiva durante a maior parte da fase de apoio. Em condições normais, com uma cadência baixa, o joelho tem uma flexão de 3° quando o calcanhar toca no solo e de 35° quando o pé sai do solo (*foot off*) em preparação para a fase de balanço (ver figuras 2.14 e 2.15) [6], [8].

Em condições normais, o **tornozelo** passa dos 8° de dorsiflexão no contacto inicial até aos 17° de flexão plantar no *foot off*. A rapidez da flexão plantar pode contribuir para propulsionar o centro de massa para a frente e aumentar o comprimento do passo do pé contralateral. Na marcha hemiparética existe uma diminuição da flexão plantar (ver figuras 2.14 e 2.15) [6], [8].

Durante a fase de balanço:

Normalmente, a **anca** sofre uma extensão de aproximadamente 9° no instante de *foot off* e vai até aos 20° de flexão na fase média de balanço. No entanto, é muito comum haver uma diminuição na flexão da anca em pacientes com hemiparesia, o que afeta a capacidade de avançar o membro em balanço de modo a ter um comprimento do passo normal [6]. Alguns autores defendem o contrário, ou seja, que existe uma flexão exagerada da anca na fase de balanço e não uma diminuição desta [8].

O **joelho** costuma atingir um pico de flexão aos 65° durante a primeira parte da fase de balanço e de 4° de extensão imediatamente antes do contacto inicial. Existem dois tipos de padrões para o joelho observados em pacientes hemiparéticos: diminuição da flexão do joelho durante a fase de balanço; ou diminuição da extensão do joelho antes do contacto inicial [6], [8].

Outra alteração comum na marcha hemiparética é a diminuição da dorsiflexão do **tornozelo**. Normalmente, o tornozelo atinge uma posição neutra na fase média de balanço e mantém esta posição até ao contacto inicial. Uma posição neutra quando o pé passa mais próximo do chão é importante porque previne que os dedos toquem no solo [6], [8].

Resumindo, durante a fase de balanço, as alterações sofridas ao nível do plano sagital no membro hemiparético são caracterizadas por flexão da anca reduzida ou limitada, flexão do joelho reduzida e redução da dorsiflexão do tornozelo ou flexão plantar contínua. A limitação da flexão da anca e do joelho e a redução da dorsiflexão do tornozelo aumentam o comprimento da perna, o que resulta num arrastamento dos dedos ou numa circundação compensatória da perna (ver figuras 2.14 e 2.15) [6], [8].

Comparando os gráficos presentes nas figuras 2.14 e 2.15 é possível observar: aumento da obliquidade da bacia; diminuição da extensão da anca na fase de apoio, diminuição da flexão da anca na fase de balanço; redução da flexão do joelho durante a fase de apoio, diminuição da flexão do joelho na fase de balanço, joelho em rotação externa durante todo o ciclo; tornozelo em flexão plantar no contacto inicial, redução da dorsiflexão do tornozelo na última parte da fase de apoio, diminuição da dorsiflexão do tornozelo na fase de balanço [6]. Estas comparações referem-se às alterações verificadas no membro parético em relação a uma amostra de valores normativos. É também possível verificar que o membro parético tem uma fase de apoio mais curta e passa mais tempo em fase de balanço, em comparação com o membro não-parético, como foi mencionado na secção 2.5.1.

Reforce-se, porém, que, apesar de ser possível ter uma certa noção do que é suposto acontecer num paciente com hemiparesia em comparação com um indivíduo saudável com base nestes gráficos, os pacientes com AVC não são um grupo homogéneo e existe uma grande variabilidade nos valores destes parâmetros [8].

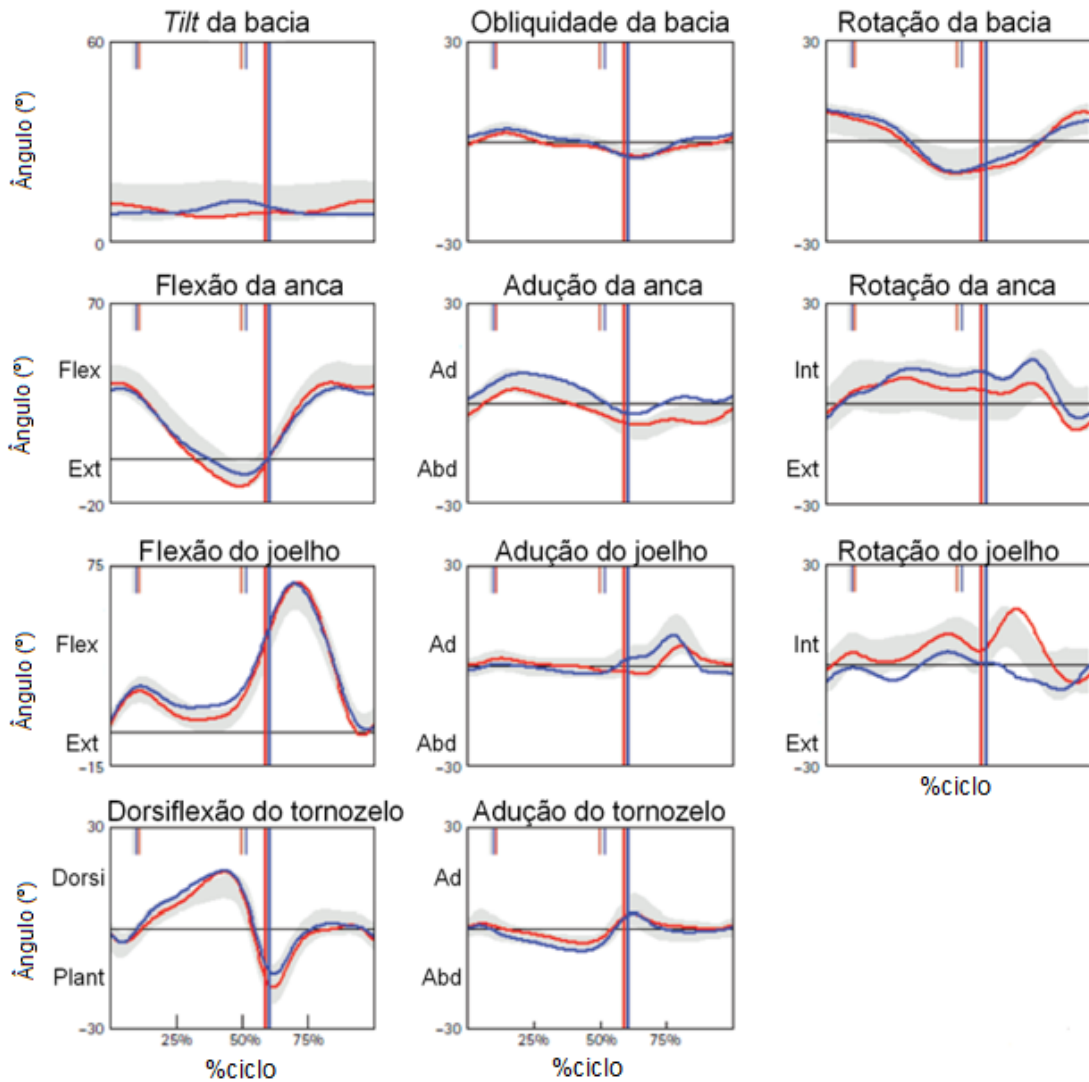


Figura 2.14: **Ilustração dos gráficos de cinemática em condições normais.** A linha azul representa o membro inferior direito e a linha vermelha representa o membro inferior esquerdo. A linha vertical azul representa a divisão entre a fase de apoio e a fase de balanço do membro inferior direito (*foot off* do pé direito) e a linha vertical vermelha representa a divisão entre a fase de apoio e a fase de balanço para o membro inferior esquerdo (*foot off* do pé esquerdo). Flex = flexão, Ext = extensão, Dorsi = dorsiflexão, Plant = flexão plantar, Ad = adução, Abd = abdução, Int = rotação interna, Ext = rotação externa. Adaptado de [33].

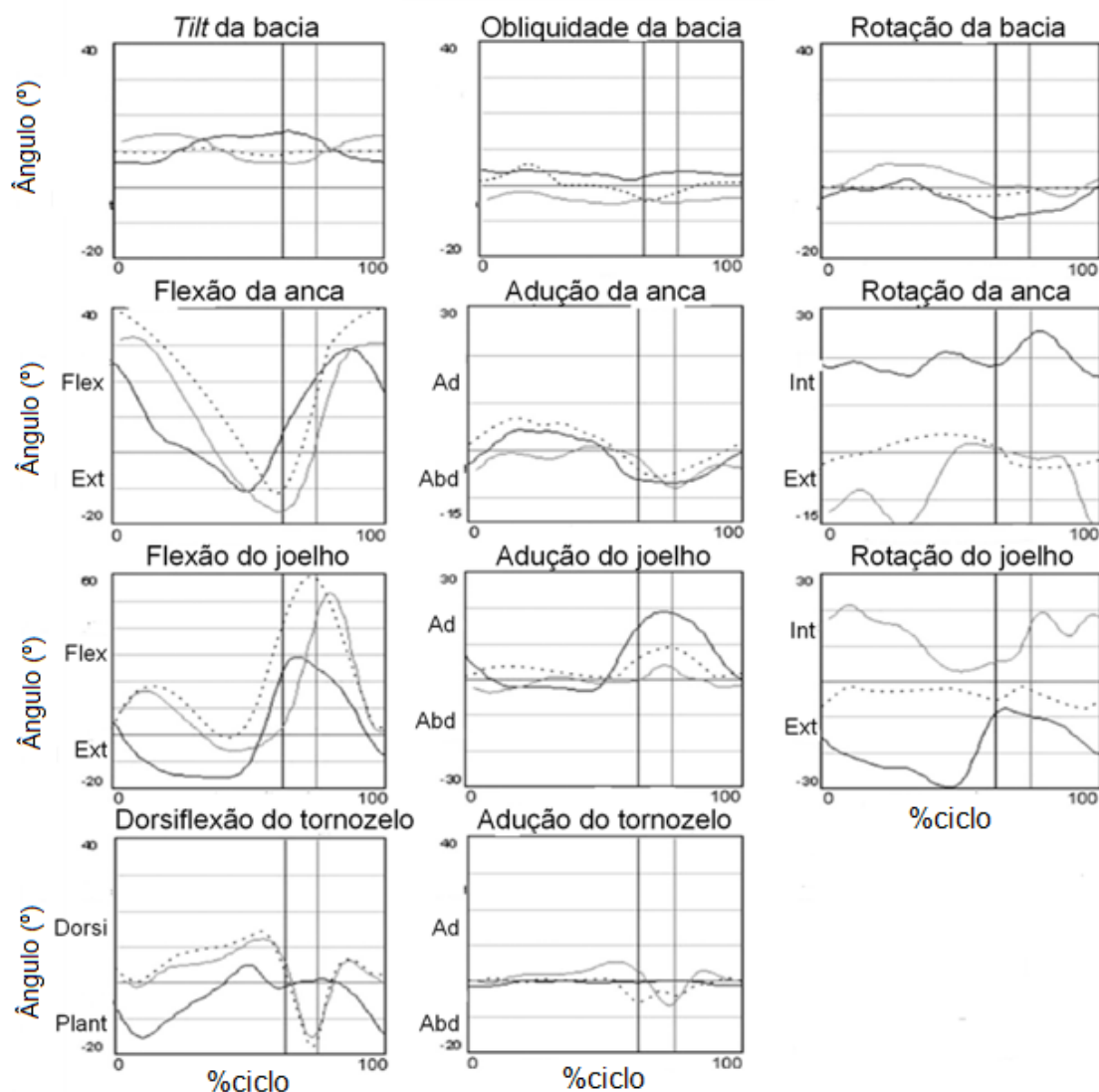


Figura 2.15: **Ilustração dos gráficos dos parâmetros cinemáticos de um paciente com hemiparesia esquerda.** A linha a tracejado representa os valores normativos, a linha mais escura representa o lado esquerdo (lado parético) e a linha mais clara representa o lado direito (lado não-parético). A linha vertical mais escura representa a divisão entre a fase de apoio e a fase de balanço para o membro inferior esquerdo (*foot off* do pé esquerdo) e a linha vertical mais clara representa a divisão entre a fase de apoio e a fase de balanço para o membro inferior direito (*foot off* do pé direito). Flex = flexão, Ext = extensão, Dorsi = dorsiflexão, Plant = flexão plantar, Ad = adução, Abd = abdução, Int = rotação interna, Ext = rotação externa. Adaptado de [6].

2.5.3 Parâmetros dinâmicos/cinéticos

A componente vertical da força reativa do apoio (GRF) normalmente exibe dois picos. Alguns pacientes mantêm uma GRF com pelo menos 3 picos e depressões irregulares na perna afetada. A perna não-afetada costuma ter uma GRF no contacto inicial e no pré-balanço superior à da perna afetada [6]. No entanto, para outros pacientes, a GRF pode sofrer uma diminuição substancial, sendo inferior no membro parético em comparação com o membro não-parético [47] e adquirir um padrão com apenas um pico [4].

Em relação aos momentos de força e potências articulares, estes sofrem uma redução em amplitude nos pacientes hemiparéticos. São inferiores no lado afetado do que no lado não-parético e inferiores em ambos os lados quando se compara com indivíduos saudáveis (ver figura 2.16) [6].

No lado saudável, a geração de potência no tornozelo no plano sagital está muito correlacionada com a velocidade. No lado afetado, é a potência da anca no plano sagital que se correlaciona [4].

Comparando os gráficos presentes nas figuras 2.16a e 2.16b é possível observar que a geração de potência nas articulações é inferior no lado hemiparético em comparação com o lado não-parético [6].

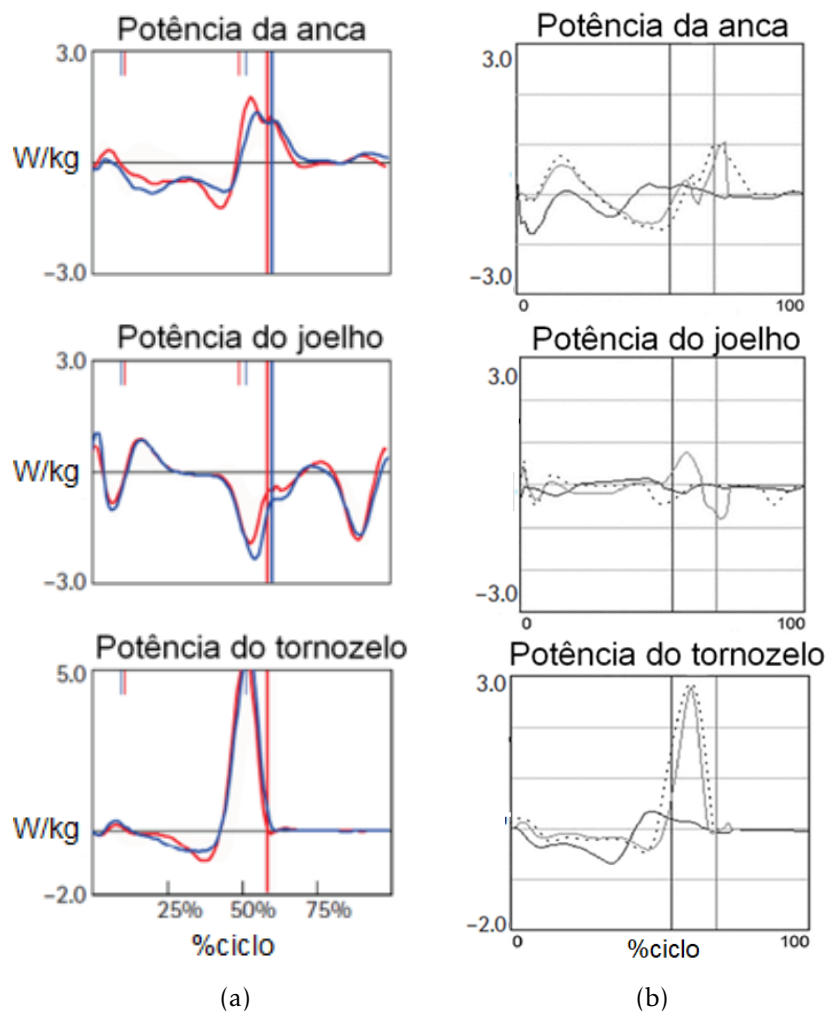


Figura 2.16: **Ilustração dos gráficos das potências articulares.** A parte positiva do eixo vertical corresponde à produção de energia e a parte negativa do mesmo corresponde à absorção de energia. **(a)** Representação das potências articulares em condições sem patologia associada. As linhas azul e vermelha representam, respetivamente, o lado direito e o lado esquerdo. As linhas verticais azul e vermelha representam, respetivamente, a divisão entre a fase de apoio e a fase de balanço para o membro inferior direito (*foot off* do pé direito) e para o membro inferior esquerdo (*foot off* do pé esquerdo). **(b)** Representação das potências articulares de um paciente com hemiparesia esquerda. A linha a tracejado representa os valores normativos, a linha mais escura e a mais clara representam, respetivamente, o lado esquerdo (lado parético) e o lado direito (lado não-parético). A linha vertical mais escura e a mais clara representam, respetivamente, a divisão entre a fase de apoio e a fase de balanço para o membro inferior esquerdo (*foot off* do pé esquerdo) e para o membro inferior direito (*foot off* do pé direito). Adaptado de [6], [33].

ESTADO DE ARTE

Os primeiros estudos da marcha humana foram realizados através de imagens fotográficas. Desde então, a análise de marcha já se desenvolveu bastante e tornou-se numa área de grande interesse e o foco de muitas investigações científicas. A análise de marcha é uma área de extrema importância na medida em que, ao longo de vários anos de investigação e experiência, tornou-se muito usada como meio de diagnóstico de patologias, definição de prognóstico e estabelecimento e avaliação de um plano de tratamento. Atualmente, existem vários parâmetros diferentes para examinar e explicar a marcha humana [48].

Em ambiente clínico, a análise de marcha é muitas vezes realizada simplesmente através de observação, tornando o processo muito subjetivo. Vários parâmetros têm sido usados para descrever a marcha qualitativamente como parâmetros espaço-temporais, forças de reação, cinemática das articulações e gastos energéticos.

Simon, 2004, defendeu que nem todos os parâmetros da marcha de um indivíduo têm de ser analisados, por vezes apenas são necessários alguns parâmetros específicos para definir o melhor tratamento para um determinado padrão de marcha. Por exemplo, a flexão máxima do joelho na fase de balanço. Este autor defendeu também que os fatores subjetivos da análise da marcha devem ser minimizados de modo a tornar o teste mais confiável [49].

A velocidade é um bom indicador do estado funcional da marcha e da qualidade de vida. No entanto, alguns estudos sugerem que o nível de assimetria em diferentes parâmetros da marcha também deve ser estudado para perceber o nível de lesão do membro inferior parético [7].

Não existe um consenso acerca do impacto das assimetrias na velocidade. Alguns estudos encontraram uma correlação significativa entre a assimetria temporal e a velocidade [9], [50], [51], enquanto outros não encontraram nenhuma correlação significativa [52]. A correlação entre a velocidade e a assimetria espacial é geralmente baixa ou sem grande

relevância [7], [51].

Griffin *et al.*, 1995, estudou a assimetria existente em 34 variáveis num grupo de 31 indivíduos com hemiparesia e concluiu que todos os parâmetros eram assimétricos; Titianova *et al.* 1995 observou que a marcha dos pacientes hemiparéticos era caracterizada por velocidade reduzida e mais assimétrica em comparação com indivíduos saudáveis [53], [54].

Kim *et al.*, 2003, estudou a correlação entre as variáveis espaço-temporais e a velocidade, e entre a força reativa do apoio e a velocidade, observando uma correlação significativa para todas as assimetrias [51]. Com base neste estudo, Chen *et al.*, 2007, analisou a relação entre a assimetria da força reativa do apoio e a velocidade em pacientes com hemiparesia e observou uma grande correlação, concluindo que a força reativa do apoio reflete a mobilidade da marcha nestes indivíduos [55].

Embora existam resultados contrastantes, a assimetria espaço-temporal continua a ser utilizada como indicador da funcionalidade da marcha e como fator de avaliação das estratégias de intervenção. No entanto, a assimetria das variáveis cinemáticas e cinéticas são raramente estudadas, mas estas podem ser muito informativas [55].

Tendo em conta potenciais implicações a longo-termo das assimetrias entre os membros inferiores (eficiência reduzida, diminuição do nível de atividade, lesões musculoesqueléticas, diminuição da funcionalidade) e o seu potencial uso como uma medida clínica e objetiva da marcha, é importante perceber a severidade da assimetria nos pacientes com AVC e perceber a sua relação com a velocidade [9].

PROCEDIMENTO

Neste capítulo será feita uma descrição do programa desenvolvido no decorrer deste projeto para auxiliar a análise biomecânica da marcha em pacientes com hemiparesia, bem como uma descrição dos parâmetros calculados, o processo de cálculo dos mesmos e o procedimento de recolha dos dados, que serão analisados com recurso à plataforma.

4.1 Desenvolvimento da Plataforma

Nesta secção será explicado o processo de desenvolvimento da plataforma, com recurso ao *software* MATLAB®, bem como os seus objetivos, funcionalidades, arquitetura e o cálculo dos parâmetros solicitados.

4.1.1 Objetivos

O programa foi desenvolvido com o objetivo de facilitar a análise biomecânica da marcha em pacientes com hemiparesia. Este foi solicitado pelos profissionais do CMRA e fornecido aos mesmos, após a sua finalização. Assim, foi utilizada uma metodologia de cocriação que envolveu engenheiros, médicos, técnicos e investigadores.

Por observação dos gráficos gerados no relatório, o médico procura retirar valores quantitativos de parâmetros específicos, o que é um processo demorado e complicado. A plataforma desenvolvida vem colmatar esta falha, calculando os parâmetros e apresentando-os numa tabela, sem que o médico tenha de fazer este processo apenas por observação.

Este programa vem facilitar muito o trabalho dos profissionais do Laboratório de Marcha do CMRA, pois trata-se de cerca de 43 parâmetros (86, se considerarmos o lado direito e o lado esquerdo) que eram extraídos visualmente a partir de gráficos. Assim, esta é uma forma quantitativa e mais correta de avaliar a situação do paciente.

4.1.2 Parâmetros solicitados - descrição e cálculos

Antes de detalhar os parâmetros calculados e explicar como os mesmos são obtidos, é importante referir que cada *trial* pode conter informação de apenas um ciclo de marcha, mas o mais habitual é conter informação de vários ciclos de marcha. Assim, todos os parâmetros calculados são primeiro calculados para cada ciclo de marcha e o parâmetro propriamente dito consiste na média dos valores calculados para cada ciclo. Os eventos de *foot strike* e de *foot off* são essenciais para este projeto. Um ciclo de marcha corresponde ao intervalo entre um *strike* de um pé e o *strike* seguinte desse mesmo pé.

Alguns parâmetros são da fase oscilante (Fosc), fase de apoio (Fapo) ou fase de apoio unipodal (Fap unip). A fase oscilante (fase de balanço) corresponde aos instantes entre um evento *foot off* e o evento *foot strike* seguinte do mesmo pé; a fase de apoio corresponde aos instantes entre um evento *foot strike* e o evento *foot off* seguinte do mesmo pé; a fase de apoio unipodal (fap unip) pressupõe que apenas um dos pés está em contacto com o solo, o que significa que o pé em estudo tem de estar no intervalo entre *foot strike* e *foot off* (em fase de apoio) e o pé contralateral tem de estar no intervalo entre *foot off* e *foot strike* (em fase de balanço).

Na figura 4.1. podemos ver um exemplo da marcação dos eventos. Para facilitar a compreensão das figuras, tudo o que corresponde ao membro inferior esquerdo estará representado a vermelho e tudo o que corresponde ao membro inferior direito estará representado a azul.

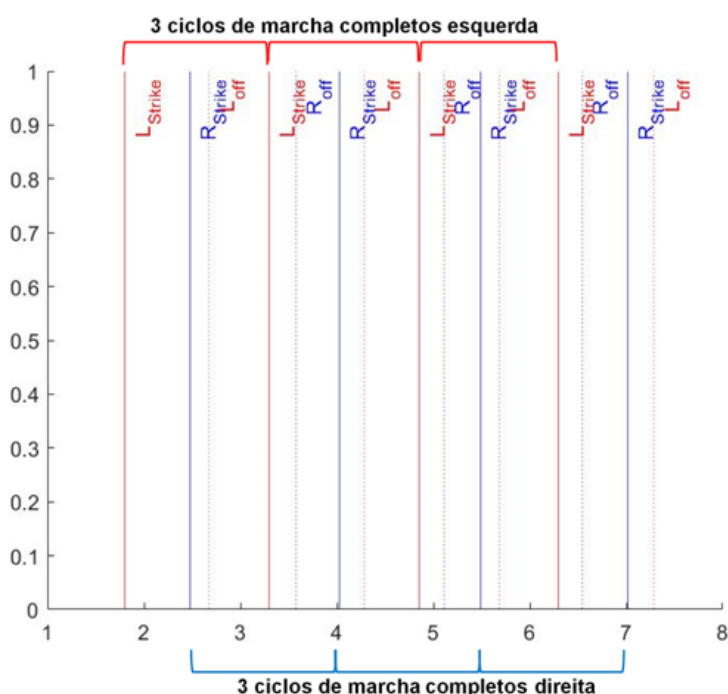


Figura 4.1: Exemplo da marcação dos eventos de *foot strike* e *foot off* para o membro inferior esquerdo e direito de um *trial* de um paciente hemiparético. As linhas verticais vermelhas e azuis correspondem, respetivamente, aos eventos de *foot strike* e *foot off* do membro inferior esquerdo e do membro inferior direito.

Pela observação desta figura, podemos concluir que para o membro inferior esquerdo existem 3 ciclos de marcha completos, 4 fases de apoio (apesar de a última fase de apoio não estar dentro de um ciclo de marcha completo, esta foi utilizada para efetuar cálculos), 3 fases oscilantes e 3 fases de apoio unipodal. Para o membro inferior direito existem 3 ciclos de marcha completos, 3 fases de apoio, 3 fases oscilantes e 3 fases de apoio unipodal.

De entre os vários parâmetros solicitados, alguns já se encontram no ficheiro *.csv* do *trial* extraído do *software* VICON NEXUS®, pelo que não é necessário efetuar cálculos. Estes são os seguintes parâmetros espaço-temporais:

- **Cadência** (passos/min);
- **Double support** (s) – Apoio bipodal - tempo passado em duplo apoio (ambos os pés em contacto com o solo);
- **Foot off** (%) – percentagem do ciclo em que o pé está fora do solo;
- **Opposite foot contact** (%) – Contacto do pé oposto – percentagem do ciclo em que o pé oposto está em contacto com o solo;
- **Opposite foot off** (%) – *Foot off* do pé oposto – percentagem do ciclo em que o pé oposto está fora do solo;
- **Single support** (s) – Apoio unipodal – tempo passado em apoio unipodal (apenas um pé em contacto com o solo);
- **Step length** (m) – Comprimento do passo;
- **Step time** (s) – Tempo de duração do passo;
- **Stride length** (m) – Comprimento do ciclo;
- **Stride time** (s) – Tempo de duração do ciclo;
- **Walking speed** (m/s) – Velocidade da marcha.

No entanto, para a obtenção da maioria dos parâmetros são necessários cálculos. Destes fazem parte o parâmetro espacial *step width* (m) – largura do passo – e o *limp index* (índice de “coxear”).

A **largura do passo** (*step width*), como foi definida anteriormente, normalmente é a distância entre as articulações do tornozelo. Este parâmetro foi então calculado como a diferença em *y* entre as marcas LANK (marca do tornozelo esquerdo) e RANK (marca do tornozelo direito) num instante de *foot strike*.

O **limp index** dá uma ideia da simetria da marcha. Por exemplo, se um membro inferior tem um *limp index* de 1,2, significa que está 20% a mais do que o oposto em contacto com o solo. Sendo este índice a razão entre o tempo que um membro inferior está em contacto com o solo e o tempo que o membro inferior oposto está em contacto

com o solo, o que é equivalente à razão entre a percentagem do ciclo em que um membro inferior está fora do solo e a percentagem do ciclo em que o membro inferior oposto está fora do solo, ou seja, é a razão entre o *foot off* do membro inferior em estudo e o *foot off* do membro inferior oposto.

Para além destes, os restantes parâmetros cinemáticos e dinâmicos necessitam de ser calculados.

Parâmetros cinemáticos:

- **Bacia Fosc tilt máx** (*tilt* máximo da bacia na fase oscilante) – máximo da componente em x de *PelvisAngles* na fase oscilante;
- **Bacia rot máx** (rotação máxima da bacia) – máximo da componente em z de *PelvisAngles*;
- **Bacia rot min** (rotação mínima da bacia) – mínimo da componente em z de *PelvisAngles*;
- **Var rot bacia** (variação da rotação da bacia) – amplitude de rotação da bacia, ou seja, a diferença entre a rotação máxima da bacia e a rotação mínima da bacia;
- **Bacia Fosc obliq máx** (obliquidade máxima da bacia na fase oscilante) – máximo da componente em y de *PelvisAngles* na fase oscilante;
- **Anca Fosc flex máx** (flexão máxima da anca na fase oscilante) – máximo da componente em x de *HipAngles* na fase oscilante;
- **Anca Fapo solo** (ângulo em que a anca se encontra quando o pé chega ao solo na fase de apoio) – valor da componente em x de *HipAngles* nos instantes de *foot strike*;
- **Anca Fapo ext máx** (extensão máxima da anca na fase de apoio) – mínimo da componente em x de *HipAngles* na fase de apoio;
- **Anca Fap unip flex** (flexão máxima da anca na fase de apoio unipodal) – máximo da componente em x de *HipAngles* na fase de apoio unipodal;
- **Anca Fap unip ext** (extensão máxima da anca na fase de apoio unipodal) – mínimo da componente em x de *HipAngles* na fase de apoio unipodal;
- **Anca foot off** (ângulo em que a anca se encontra quando o pé sai do solo) – valor da componente em x de *HipAngles* em cada instante de *foot off*;
- **Joelho Fosc flex máx** (flexão máxima do joelho na fase oscilante) – máximo da componente em x de *KneeAngles* na fase oscilante;
- **Joelho Fapo solo** (ângulo em que o joelho se encontra quando o pé toca no solo na fase de apoio) – valor da componente em x de *HipAngles* em cada instante de *foot strike*;

- **Joelho Fapo ext máx** (extensão máxima do joelho na fase de apoio) – mínimo da componente em x de *KneeAngles* na fase de apoio;
- **%ciclo JFAEM** (percentagem do ciclo em que ocorre a extensão máxima do joelho durante a fase de apoio, ou seja, o parâmetro descrito acima) – calcula-se da mesma forma que %ciclo TFOFM, com a diferença que procura a percentagem do ciclo onde ocorre o mínimo da componente em x de *KneeAngles* na fase de apoio;
- **Joelho *foot off*** (ângulo em que o joelho se encontra no instante em que o pé sai do solo) – valor da componente em x de *KneeAngles* em cada instante de *foot off*;
- **Tornozelo Fosc flex/dorsiflex máx** (flexão/dorsiflexão máxima do tornozelo na fase oscilante) – máximo da componente em x de *AnkleAngles* na fase oscilante;
- **%ciclo TFOFM** (percentagem do ciclo em que ocorre a dorsiflexão máxima do tornozelo na fase oscilante) - Sabendo que um ciclo (100%) corresponde ao intervalo entre um *foot strike* de um pé e o *foot strike* seguinte desse mesmo pé, este parâmetro foi calculado com uma proporção direta. Com base no exemplo presente na figura 4.2, o gráfico da flexão do tornozelo, é possível observar que existem 2 ciclos completos para o membro inferior esquerdo: o primeiro ciclo completo inicia-se no instante 3,30 s e termina no instante 4,67 s, ou seja, o ciclo (100%) tem duração de 1,37 s e tem um pico máximo de dorsiflexão na fase oscilante no instante 4,42 s. Como o ciclo não começa nos 0 s, é necessário subtrair 3,30 s (instante de contacto inicial do ciclo) a este valor, o que dá 1,12 s (corresponde a $x\%$ do ciclo). Assim, efetuando uma proporção direta, este pico ocorre a 81,75% do ciclo. Aplicando a mesma lógica para o segundo ciclo completo e efetuando a média entre os valores do primeiro e segundo ciclo, obtemos o valor deste parâmetro. Para o membro inferior direito efetua-se o mesmo raciocínio.
- **Torn Fapo solo** (ângulo do tornozelo quando o pé toca no solo na fase de apoio) – valor da componente em x de *AnkleAngles* em cada instante de *foot strike*;
- **Tornozelo Fapo flex/dorsiflex máx** (flexão/dorsiflexão máxima do tornozelo na fase de apoio) – máximo da componente em x de *AnkleAngles* na fase de apoio;
- **%ciclo TFAFM** (percentagem do ciclo em que ocorre a dorsiflexão máxima do tornozelo na fase de apoio, ou seja, o parâmetro descrito acima) - calcula-se da mesma forma que %ciclo TFOFM, com a diferença que procura a percentagem do ciclo onde ocorre o máximo da componente em x de *AnkleAngles* na fase de apoio;
- **Torn fap unip flex** (flexão/dorsiflexão máxima do tornozelo durante a fase de apoio unipodal) – máximo da componente em x de *AnkleAngles* na fase de apoio unipodal;
- **Torn fap unip ext** (extensão/flexão plantar máxima do tornozelo durante a fase de apoio unipodal) – mínimo da componente em x de *AnkleAngles* na fase de apoio;

- **Torn *foot off*** (ângulo do tornozelo quando o pé sai do solo) – valor da componente em x de *AnkleAngles* em cada instante de *foot off*;
- **Mov torn fap unip** (amplitude do movimento do tornozelo na fase de apoio unipodal) – amplitude de rotação do tornozelo, ou seja, diferença entre o máximo de rotação (máximo da componente em z de *AnkleAngles*) e o mínimo de rotação (mínimo da componente em z de *AnkleAngles*) na fase de apoio unipodal;
- **Mov joelho fap unip** (amplitude do movimento do joelho na fase de apoio unipodal) – amplitude de rotação do joelho, ou seja, diferença entre a rotação máxima (máximo da componente em z de *KneeAngles*) e a rotação mínima (mínimo da componente em z de *KneeAngles*) na fase de apoio unipodal;
- **Mov anca Fap unip** (amplitude do movimento da anca na fase de apoio unipodal) – amplitude de rotação da anca, ou seja, diferença entre a rotação máxima (máximo da componente em z de *HipAngles*) e a rotação mínima (mínimo da componente em z de *HipAngles*) na fase de apoio unipodal;

Parâmetros dinâmicos:

- **GRF max pico1** (máximo do primeiro pico da força reativa do apoio) – máximo do primeiro pico da componente em z de *GroundReactionForce* (ver figura 4.3);
- **GRF %ciclo pico1** (percentagem do ciclo em que ocorre o o primeiro pico da força reativa do apoio, ou seja, o parâmetro descrito acima) - calcula-se da mesma forma que %ciclo TFOFM, com a diferença que procura a percentagem do ciclo onde ocorre o máximo do primeiro pico da força reativa do apoio. Pode ser observado um exemplo de gráfico da GRF para ambos os membros na figura 4.3, bem como os valores de máximo do primeiro pico;
- **Pot torn final apoio** (potência máxima do tornozelo no final da fase de apoio) – máximo da componente em z de *AnklePower* na fase de apoio final.

4.1.3 Funcionalidades do programa

Para o programa desempenhar as suas funções, o utilizador necessita apenas de importar o ficheiro ou ficheiros *.csv* que pretende analisar. Estes ficheiros são gerados pelo *software* VICON NEXUS®, pelo que não há nenhum trabalho acrescido para o utilizador, neste caso, para os profissionais do Laboratório de Marcha do CMRA. Resumidamente:

1. Os dados do exame de marcha são adquiridos pelo sistema optoeletrónico;
2. Os dados adquiridos são processados pelo computador que gera o ficheiro *.csv* de cada ensaio;
3. Os ficheiros *.csv* são inseridos pelo utilizador no programa desenvolvido;

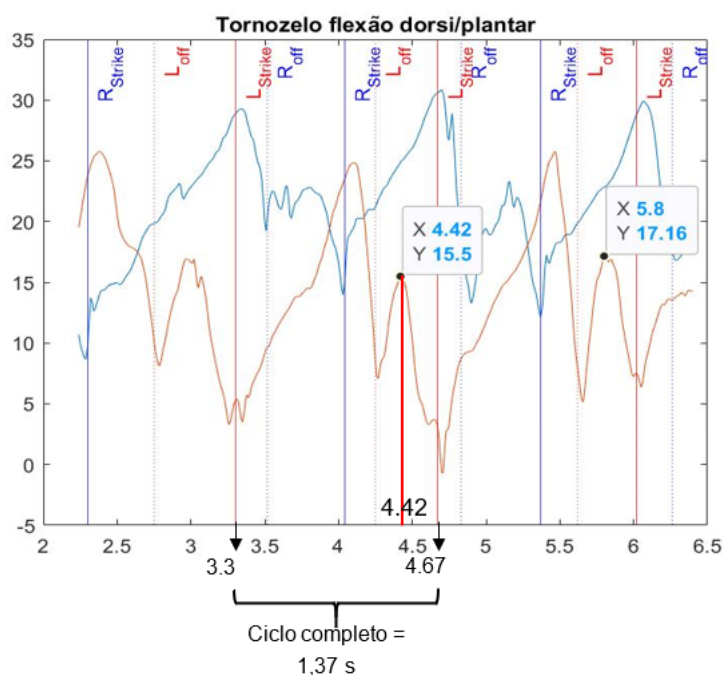


Figura 4.2: Exemplo do gráfico da componente em x de *AnkleAngles* (dorsiflexão e flexão plantar) de um *trial* de um paciente com hemiparesia direita. A vermelho encontra-se representado o membro inferior esquerdo e a azul o membro inferior direito. As linhas verticais vermelhas e azuis representam, respetivamente, os eventos de *foot strike* e *foot off* do membro inferior esquerdo e do membro inferior direito.

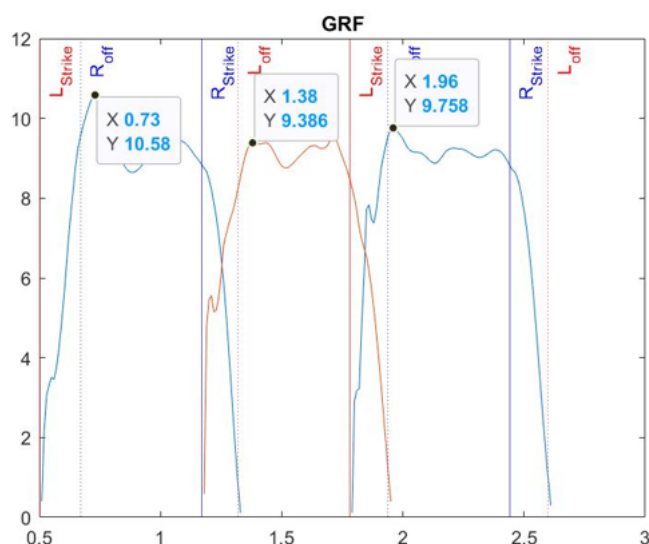


Figura 4.3: Exemplo do gráfico da força de reação do solo (GRF) de um *trial* de um paciente com hemiparesia direita. A vermelho encontra-se representado o membro inferior esquerdo e a azul o membro inferior direito. As linhas verticais vermelhas e azuis representam, respetivamente, os eventos de *foot strike* e *foot off* do membro inferior esquerdo e do membro inferior direito.

4. É feito o processamento dos ficheiros importados (cálculo dos parâmetros);
5. Os parâmetros podem ser observados numa tabela ou guardados de imediato num ficheiro Excel. O ficheiro Excel contém os valores médios dos ciclos de um *trial* por linha.

Foi pedido o desenvolvimento de uma plataforma que efetuasse cálculos de parâmetros biomecânicos através dos dados presentes nos ficheiros *.csv* exportados do *software* VICON. Assim sendo, o programa desenvolvido tem as seguintes funcionalidades:

- Possibilidade de introduzir um ou mais *trials* (ficheiros *.csv*) de uma vez;
- Se for escolhido apenas um *trial*, é calculado o valor médio dos parâmetros, dependendo dos ciclos de marcha presentes no ficheiro;
- Se for escolhido mais do que um ficheiro, é possível optar pela visualização da média dos parâmetros de todos os *trials* (média dos valores médios dos parâmetros de cada *trial*) ou pela visualização simultânea dos valores médios de cada parâmetro para cada *trial* escolhido (dependendo dos ciclos de marcha presentes em cada ficheiro);
- Capacidade de analisar *trials* apenas do membro inferior esquerdo, apenas do membro inferior direito ou de ambos os lados;
- Antes de efetuar os cálculos dos parâmetros procura as colunas necessárias para o cálculo dos mesmos. Caso não seja possível efetuar o cálculo de algum parâmetro, este fica vazio;
- Apesar de normalmente todos os *trials* terem todos os parâmetros espaço-temporais na parte inicial do ficheiro *.csv*, pode haver casos em que algum está em falta. Nesse caso, esse parâmetro é vazio;
- Os parâmetros espaço-temporais são sempre apresentados (exceto algum que possa não estar contido no ficheiro);
- Possibilidade de escolha dos parâmetros que se quer calcular (apenas dados cinemáticos ou dados cinemáticos e dinâmicos), mediante a informação que se tem acerca do *trial*, ou seja, se todos os dados foram bem adquiridos ou se os dados da plataforma de força não foram adquiridos corretamente, como será explicado mais à frente;
- Capacidade de gravar os dados num ficheiro Excel;
- Capacidade de visualizar os dados sem gravar;
- Possibilidade de escolha entre guardar os parâmetros num ficheiro Excel novo ou num ficheiro Excel já existente.

Todas as funcionalidades do programa foram desenvolvidas tendo como objetivo tornar o programa simples, de fácil utilização e intuitivo para o utilizador.

4.1.4 Arquitetura da interface gráfica

A interface desenvolvida é de simples compreensão e intuitiva para o utilizador. Esta contém 4 janelas: o Menu Principal, a janela de importação de ficheiros, a janela de visualização dos parâmetros selecionados e a janela de gravação dos parâmetros no ficheiro Excel. Esta última pode ser aberta a partir do Menu Principal, no caso do utilizador não pretender observar os dados antes de os guardar, ou a partir da janela de visualização dos parâmetros. No caso de terem sido escolhidos vários ficheiros, estas duas últimas janelas de observação de parâmetros contêm 2 separadores: um de observação das médias de todos os *trials* (apenas um valor por parâmetro) e outro de observação dos valores médios de cada *trial* (o número de valores por parâmetro será igual ao número de *trials* escolhidos) (ver figura 4.4).

Ao inicializar o programa, é aberto o Menu Principal. Aqui, o utilizador pode introduzir a informação do paciente e escolher os ficheiros que pretende analisar, carregando no botão de seleção de ficheiros que abre uma nova janela com os ficheiros presentes no computador. Após a introdução dos ficheiros, é necessário a escolha do membro inferior a analisar (esquerdo, direito ou ambos) bem como do tipo de parâmetros a calcular (espácio-temporais e cinemáticos, ou espácio-temporais, cinemáticos e dinâmicos – GRF) (ver figura 4.5).

Para uma descrição mais detalhada do programa, consultar o Manual de Utilização do programa presente no Apêndice A.

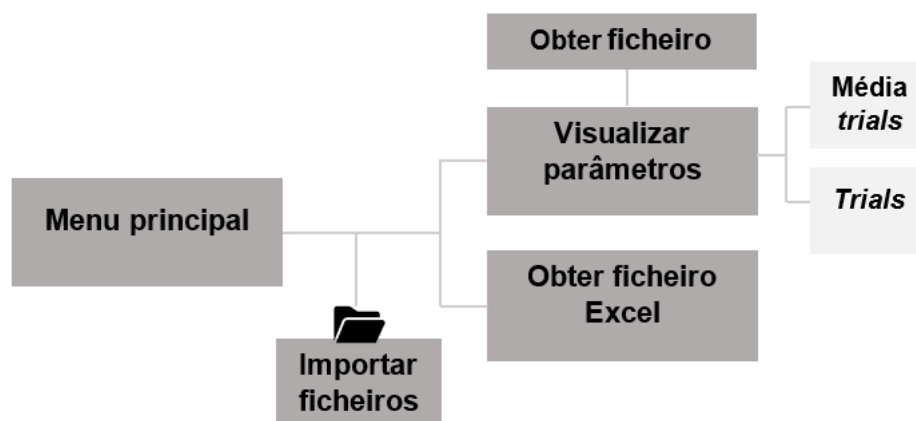


Figura 4.4: **Esquemático da organização da interface gráfica.** Os retângulos mais escuros correspondem a janelas e os retângulos mais claros correspondem a separadores dentro das janelas.

Figura 4.5: Janela de visualização do Menu Principal.

4.2 Procedimento Experimental

Nesta secção será feita uma descrição dos dados utilizados neste projeto bem como do seu modo de aquisição, que foi realizada pelos profissionais do Laboratório de Marcha do CMRA. Será também explicado o exame de marcha (de onde são adquiridos os dados) e o modelo biomecânico tridimensional necessário.

4.2.1 Amostra experimental

Para a realização deste projeto, foi estudada uma amostra de 59 pacientes seguidos pelo CMRA. Estes realizaram o exame de marcha no Laboratório de Marcha do CMRA nos anos de 2017, 2018, 2019 e 2020. A idade dos pacientes está compreendida entre os 14 anos e os 70 anos, com uma média de 51 (± 14) anos. O único critério de inclusão para este estudo é o de terem sofrido um AVC com lesão apenas num hemisfério, ou seja, terem hemiparesia direita ou esquerda.

Os dados foram previamente adquiridos pelos profissionais do Laboratório de Marcha do CMRA, pelo que neste estudo não foi realizado nenhum processo de aquisição de dados. Antes de serem fornecidos pelo Engenheiro responsável, os dados foram devidamente anonimizados e o estudo foi aprovado pela Comissão de Ética da referida instituição.

4.2.2 O exame de marcha

Nesta secção será feita uma descrição do exame de marcha realizado no Laboratório de Marcha do CMRA, onde foram adquiridos os dados.

4.2.2.1 O Laboratório de Marcha do CMRA

O Laboratório de Marcha do CMRA consiste numa sala fechada, equipada com 4 plataformas de força incorporadas no solo, 6 câmaras de infravermelhos VICON colocadas frontalmente à marcha do indivíduo e 2 câmaras de vídeo digital dispostas lateralmente e frontalmente ao paciente. As plataformas de força medem as forças reativas do apoio, permitindo o cálculo dos momentos das forças das articulações nos 3 planos. As câmaras de infravermelhos captam as marcas refletoras colocadas em posições específicas nos membros inferiores dos pacientes e as câmaras de vídeo digital gravam a imagem real da marcha do indivíduo. É também possível fazer a aquisição de dados de eletromiografia simultaneamente. Os equipamentos estão em comunicação com o *software* VICON NEXUS® que permite a aquisição dos dados e o respetivo tratamento.

4.2.2.2 Modelo biomecânico *Plug-in Gait*

Para se poder reconstruir um modelo tridimensional do paciente, é importante usar diferentes campos de visão, pelo que as marcas refletoras são colocadas em posições anatómicas específicas. O modelo utilizado (*Plug-in Gait Model*) é um modelo articulado no qual se admite que os segmentos estão ligados através de articulações. Para cada segmento do corpo, são normalmente necessárias três marcas que são colocadas nas proeminências dos ossos, articulações (bacia, anca, joelho, tornozelo) e extremidades dos membros (dedos) [34].

O modelo *Plug-in Gait* para o membro inferior inclui marcas na bacia e nos membros inferiores (ver figura 4.6). Existem duas opções em relação à bacia: pode ser colocada apenas uma marca (SACR) no sacro ou podem ser colocadas duas marcas (PSIS) na região superior e posterior da espinha ilíaca (direita e esquerda). Ambas as opções têm a mesma função. A única diferença é que, se forem usadas as duas marcas, o modelo calcula o ponto médio entre estas, enquanto se for usada apenas uma marca o ponto médio não necessita de ser calculado [56].

Para o modelo são também necessárias algumas medidas antropométricas como altura, peso, idade e comprimento das pernas.

Durante um exame de marcha, o paciente desloca-se ao longo de um caminho no laboratório, de forma a passar por cima das plataformas de força e simultaneamente ser visível para a maioria das câmaras do laboratório. O processo é repetido várias vezes de forma a reduzir erros e aumentar a robustez dos resultados [34].



Figura 4.6: **Vista lateral da localização das marcas refletoras no membro inferior direito.** A localização das marcas no membro inferior esquerdo será análoga com a diferença na denominação (o lado direito começa com “R” de *right* e o lado esquerdo começa com “L” de *left*). Adaptado de [56].

4.2.2.3 Dados adquiridos

Os dados adquiridos são os parâmetros espaço-temporais, a posição em x , y e z de cada marca refletora, os parâmetros cinemáticos e cinéticos. Estes são guardados num ficheiro *.csv*, bem como a informação dos instantes em que o paciente coloca o pé no solo (evento *foot strike*) e em que o paciente retira o pé do solo (evento *foot off*). A informação sobre estes eventos é essencial para o processamento de dados.

Após a realização do exame, se necessário, é feita uma correção do posicionamento das marcas no vídeo gerado, bem como dos eventos de *foot strike* e *foot off* de modo a corrigir possíveis erros que possam ter ocorrido devido a, por exemplo, a movimentação do membro superior ter coberto uma marca refletora e esta ter deixado de ser captada pela câmara. Após efetuadas as correções necessárias, é gerado um relatório por paciente no *software* PolygonViewer essencialmente à base de gráficos construídos pelo próprio *software* através da informação contida nos ficheiros *.csv*.

O ambiente de visualização do *software* VICON pode ser observado na figura 4.7.

Os parâmetros espaço-temporais presentes no ficheiro *.csv* estão representados na tabela 4.1. Os dados cinemáticos e cinéticos/dinâmicos obtidos no exame de marcha do CMRA são os que se encontram representados, respetivamente, nas tabelas 4.2 e 4.3.

Enquanto os parâmetros espaço-temporais têm um valor por parâmetro, os dados cinemáticos e dinâmicos correspondem a 3 extensas colunas (componente em x , y e z em cada instante da gravação) por cada parâmetro para que possam ser efetuados os gráficos.

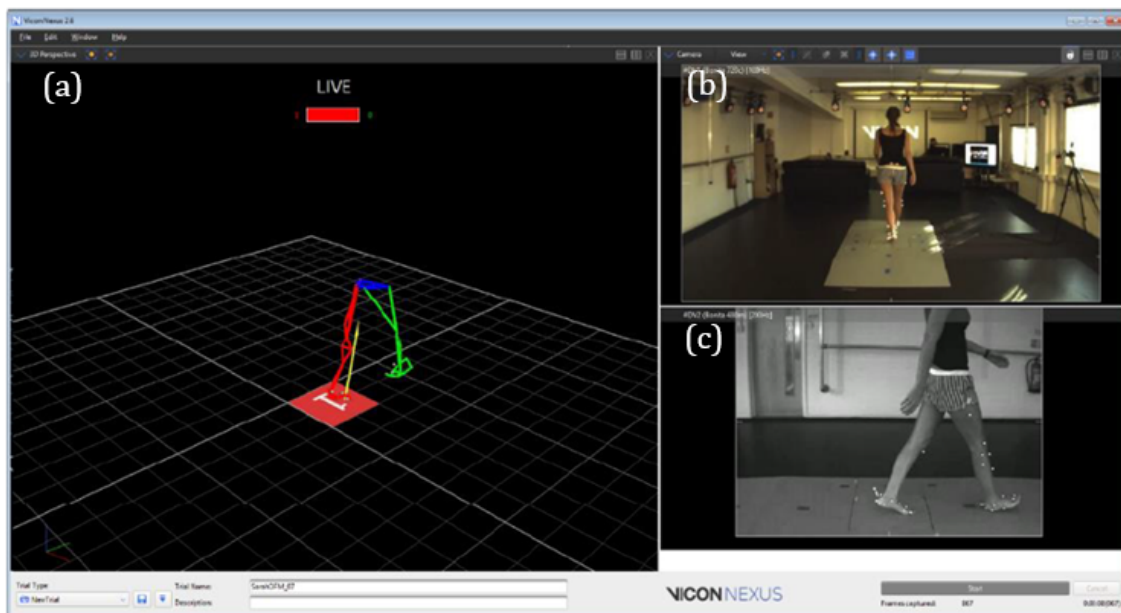


Figura 4.7: Ambiente de visualização do *software* VICON durante a realização de um exame de marcha. (a) Reconstrução dos segmentos do membro inferior com base na captação da posição das marcas pelas câmaras de infravermelhos; (b) e (c) Imagem de vídeo do paciente captada pelas duas câmaras digitais. Adaptado de [57].

Tabela 4.1: Parâmetros espaço-temporais obtidos no exame de marcha realizado no CMRA.

<i>Cadence</i>	Cadência	passos/min
<i>Walking speed</i>	Velocidade	m/s
<i>Stride time</i>	Tempo da passada/do ciclo	s
<i>Step time</i>	Tempo do passo	s
<i>Opposite Foot Off</i>	<i>Foot off</i> do pé oposto	%
<i>Opposite Foot Contact</i>	Contacto do pé oposto	%
<i>Foot Off</i>	<i>Foot off</i>	%
<i>Single Support</i>	Apoio unipodal	s
<i>Double Support</i>	Apoio bipodal	s
<i>Stride Length</i>	Comprimento da passada/do ciclo	m
<i>Step Length</i>	Comprimento do passo	m

Tabela 4.2: **Parâmetros cinemáticos obtidos no exame de marcha realizado no CMRA:** “L” representa o lado esquerdo (*left*) e “R” representa o lado direito (*right*). Adaptado de [58].

		<i>Tilt</i>	<i>x</i>
<i>LPelvisAngles</i>	Ângulos da bacia	Obliquidade	<i>y</i>
<i>RPelvisAngles</i>		Rotação	<i>z</i>
		-	
<i>LFootProgressAngles</i>	Ângulos de progressão do pé	-	
<i>RFootProgressAngles</i>		Rotação	<i>z</i>
<i>LHipAngles</i>	Ângulos da anca	Flexão/Extensão	<i>x</i>
<i>RHipAngles</i>		Adução/Abdução	<i>y</i>
		Rotação	<i>z</i>
<i>LKneeAngles</i>	Ângulos do joelho	Flexão/Extensão	<i>x</i>
<i>RKneeAngles</i>		Adução/Abdução	<i>y</i>
		Rotação	<i>z</i>
<i>LAnkleAngles</i>	Ângulos do tornozelo	Dorsiflexão/Flexão plantar	<i>x</i>
<i>RAnkleAngles</i>		Adução/Abdução	<i>y</i>
		Rotação	<i>z</i>

Tabela 4.3: **Parâmetros cinéticos/dinâmicos obtidos no exame de marcha realizado no CMRA.** Adaptado de [58].

Força	Momento	Potência	
<i>LHipForce</i>	<i>LHipMoment</i>	<i>LHipPower</i>	Entre pélvis e coxa
<i>RHipForce</i>	<i>RHipMoment</i>	<i>RHipPower</i>	
<i>LKneeForce</i>	<i>LKneeMoment</i>	<i>LKneePower</i>	Entre coxa e perna
<i>RKneeForce</i>	<i>RKneeMoment</i>	<i>RKneePower</i>	
<i>LAnkleForce</i>	<i>LAnkleMoment</i>	<i>LAnklePower</i>	Entre perna e pé
<i>RAnkleForce</i>	<i>RAnkleMoment</i>	<i>RAnklePower</i>	
<i>LGroundReactionForce</i>	Força transferida entre o pé e o solo durante a marcha		
<i>RGroundReactionForce</i>			

Por cada *trial* (ensaio/aquisição) de um paciente é gerado um ficheiro *.csv* que pode conter informação acerca de ambos os membros inferiores (direito e esquerdo) ou de apenas um lado (membro inferior direito ou membro inferior esquerdo).

Por vezes, existem *trials* que não podem ser utilizados devido a diversos fatores como, por exemplo, no caso de o paciente utilizar um auxiliar de marcha, os valores adquiridos pelas plataformas de força podem ser incorretos ou o auxiliar de marcha pode também cobrir alguma marca refletora. No caso de os dados adquiridos pela plataforma de força não serem os mais corretos, esse *trial* é útil para retirar todos os parâmetros exceto os parâmetros dinâmicos.

Em conjunto com os ficheiros *.csv* foram também fornecidas informações acerca do tipo de ensaio. Ou seja, dos dados que foram corretamente adquiridos em cada ensaio. Pode ser um ensaio só do lado direito, só do lado esquerdo ou de ambos os lados. Para além disso, pode ou não conter características dinâmicas (forças reativas do apoio).

ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Os *trials* (ensaios) existentes para cada paciente foram inseridos na plataforma de análise biomecânica da marcha, desenvolvida no decorrer do projeto, de forma a extrair os parâmetros respectivos, tendo sido criado um ficheiro Excel por cada paciente. Cada um desses ficheiros contém um *trial* por linha, ou seja, cada linha contém a média dos parâmetros de acordo com os ciclos de marcha existentes. De forma a obter apenas um valor por parâmetro para cada paciente, foi calculada a média de todos os *trials*. São estas médias que correspondem aos parâmetros em si e que serão analisados. Para efeito de análise dos dados, os indivíduos foram divididos em pacientes com hemiparesia esquerda e pacientes com hemiparesia direita.

5.1 Caracterização da amostra

A amostra estudada consiste em 59 pacientes do Centro de Medicina e Reabilitação de Alcoitão (CMRA). Estes realizaram o Exame de Marcha no Laboratório de Marcha do respetivo Centro nos anos 2017, 2018, 2019 e 2020.

Todos os pacientes sofreram um Acidente Vascular Cerebral apenas num hemisfério, resultando numa hemiparesia esquerda ou direita, dependendo do hemisfério afetado. Dentro destes, 24 (40,7%) sofrem de hemiparesia esquerda e 35 (59,3%) sofrem de hemiparesia direita.

Dos 59 pacientes, 20 são do sexo feminino (33,9%) e 39 são do sexo masculino (66,1%).

As suas idades estão compreendidas entre os 14 anos e os 70 anos, com uma média de 51 (± 14) anos, sendo que 8 pacientes têm idades entre os 14 anos e os 35 anos (23,7%), 36 pacientes têm idades entre os 36 anos e os 60 anos (61,0%) e 15 pacientes têm idades entre os 61 anos e os 70 anos (25,4%).

Dentro dos pacientes com hemiparesia esquerda, 9 são do sexo feminino (37,5%) e 15

são do sexo masculino (62,5%). Dentro dos pacientes com hemiparesia direita, 11 são do sexo feminino (31,4%) e 24 são do sexo masculino (68,6%).

Os dados demográficos dos pacientes com hemiparesia esquerda e com hemiparesia direita podem ser consultados na tabela 5.1

Tabela 5.1: Dados demográficos dos 24 pacientes com hemiparesia esquerda (no lado esquerdo) e dos 35 pacientes com hemiparesia direita (no lado direito).

Hemiparesia Esquerda			Hemiparesia Direita		
	Sexo	Idade		Sexo	Idade
1	F	40	1	F	44
2	F	33	2	M	34
3	F	64	3	F	58
4	F	69	4	M	61
5	M	48	5	M	63
6	F	60	6	M	21
7	M	67	7	F	55
8	F	68	8	M	51
9	M	46	9	M	54
10	F	61	10	M	60
11	M	61	11	M	45
12	M	59	12	M	57
13	M	45	13	M	59
14	F	45	14	F	52
15	M	54	15	F	54
16	F	54	16	M	59
17	M	64	17	M	59
18	M	50	18	M	62
19	M	57	19	M	70
20	M	15	20	M	62
21	M	54	21	F	62
22	M	17	22	F	48
23	M	54	23	M	56
24	M	43	24	F	50
			25	M	58
			26	F	55
			27	F	55
			28	M	57
			29	M	41
			30	M	69
			31	M	14
			32	F	24
			33	M	63
			34	M	16
			35	M	52

5.2 Descrição das alterações que ocorrem nos parâmetros biomecânicos

Apesar de não ser possível fazer uma comparação entre os valores dos parâmetros biomecânicos obtidos e os valores dos parâmetros em indivíduos sem patologia por falta de dados, é, no entanto, possível fazer uma comparação descritiva entre os parâmetros obtidos no membro parético e no membro não-parético. Ou seja, verificar se o valor do parâmetro no membro parético é superior, inferior ou igual ao valor do parâmetro no membro não-parético. É de reforçar que o membro não-parético também sofre alterações e que os pacientes hemiparéticos não são um grupo homogêneo, existindo muita variabilidade, como mencionado anteriormente, pelo que esta comparação serve apenas para se ter uma noção do que acontece na amostra estudada, não podendo ser generalizada para a população de doentes hemiparéticos.

Foi, então, estudado cada parâmetro biomecânico de cada paciente, para os pacientes com hemiparesia esquerda e hemiparesia direita separadamente. Os resultados obtidos encontram-se no Apêndice B. A tabela 5.2 contém os padrões mais observados. Para os pacientes com hemiparesia esquerda, verificou-se que 29 dos 43 parâmetros biomecânicos são inferiores no membro parético do que no membro não-parético e 14 são superiores. Por exemplo, para 91,7% destes pacientes, o *single support* (apoio unipodal) do membro parético é inferior ao do membro não-parético, o que significa que o membro parético passa menos tempo em apoio unipodal do que o membro não-parético. Na secção 2.5.1, foi mencionado que, geralmente, na presença de hemiparesia, a fase de apoio do membro não-parético é aumentada e a do membro parético é reduzida, levando, logicamente, a uma diminuição do tempo que o membro parético passa em apoio unipodal. Assim, o resultado obtido nesta amostra de pacientes com hemiparesia esquerda corrobora esta informação.

Para a maioria dos parâmetros, não existe um padrão claro. Ou seja, não se pode dizer que todos os pacientes têm um determinado comportamento. Por exemplo, para 45,8% dos pacientes com hemiparesia esquerda, o parâmetro “Anca Fapo ext max” (extensão máxima da anca na fase de apoio) é superior no lado parético do que no lado não-parético e para 54,2% é inferior. A diferença entre estas percentagens é tão pequena que não se pode propriamente dizer que a maioria dos pacientes adquire um comportamento ou o outro. Aqui, consegue perceber-se a variabilidade existente e previamente mencionada.

Para os pacientes com hemiparesia direita, 33 dos 43 parâmetros biomecânicos são inferiores no membro parético em comparação com o membro não-parético e 10 são superiores. Usando o mesmo exemplo que foi usado para os pacientes com hemiparesia esquerda, para 88,6% dos pacientes com hemiparesia direita, o *single support* do membro parético é inferior ao do membro não-parético, o que, mais uma vez, está de acordo com o que é dito na literatura. Também para estes pacientes não existe um padrão claro, não se pode dizer que todos têm o mesmo comportamento.

Comparando os padrões mais observados nos pacientes com hemiparesia esquerda

e com hemiparesia direita, percebe-se que, apesar de poucas (apenas em 6 parâmetros), existem algumas diferenças, o que, mais uma vez, reforça a variabilidade existente nos pacientes hemiparéticos.

Tabela 5.2: **Padrões mais observados para cada parâmetro nos pacientes com hemiparesia esquerda e com hemiparesia direita.** O valor é atribuído comparando o lado parético com o lado não-parético, ou seja, “Superior” significa que o parâmetro em questão é superior no membro parético em comparação com o membro não-parético e “Inferior” significa que o parâmetro em questão é inferior no membro parético em comparação com o membro não-parético.

	Hemi. Esq.	Hemi. Dir.		Hemi. Esq.	Hemi. Dir.
Cadência	Superior	Inferior	Anca foot off	Inferior	Inferior
Double support	Superior	Inferior	Joelho foot off	Inferior	Inferior
Foot off	Inferior	Inferior	Joelho Fosc flex max	Inferior	Inferior
Opposite foot contact	Inferior	Inferior	Joelho Fapo ext max	Superior	Superior
Opposite foot off	Inferior	Inferior	%ciclo JFAEM	Inferior	Inferior
Single support	Inferior	Inferior	Torn Fosc flex max	Inferior	Inferior
Step length	Superior	Superior	%ciclo TFOFM	Superior	Superior
Step time	Superior	Superior	Torn Fapo flex max	Inferior	Inferior
Step width	Inferior	Inferior	%ciclo TFAFM	Inferior	Inferior
Stride length	Superior	Inferior	Torn Fapo solo	Inferior	Inferior
Stride time	Inferior	Superior	Torn foot off	Superior	Superior
Walking speed	Superior	Inferior	Anca fap unip flex	Inferior	Inferior
Limp index	Inferior	Inferior	Anca fap unip ext	Inferior	Inferior
Bacia rot max	Inferior	Inferior	Torn fap unip flex	Inferior	Inferior
Var rot bacia	Inferior	Inferior	Torn fap unip ext	Inferior	Inferior
Bacia rot min	Superior	Superior	Mov torn fap unip	Inferior	Inferior
Bacia Fosc tilt max	Superior	Superior	Mov joelho fap unip	Inferior	Inferior
Bacia Fosc obliq max	Superior	Superior	Mov anca fap unip	Inferior	Inferior
Anca Fosc flex max	Inferior	Inferior	Pot torn final apoio	Inferior	Inferior
Anca Fapo ext max	Inferior	Inferior	GRF max pico1	Superior	Superior
Anca Fapo solo	Inferior	Inferior	GRF %ciclo pico1	Superior	Inferior

5.3 Assimetrias

Para cada paciente, foi calculado o valor da assimetria entre membros inferiores para cada parâmetro, recorrendo à fórmula presente na equação 5.1 [7]:

$$assimetria = \frac{NP - P}{\text{valor maior}} \times 100 \quad (5.1)$$

sendo que NP representa o valor do parâmetro em questão no membro não-parético e P representa o valor do parâmetro em questão no membro parético. Se o valor for maior no membro não-parético, a assimetria vai adquirir um valor positivo, caso contrário, a assimetria vai adquirir um valor negativo. A assimetria em si, ou seja, o quanto os dois membros inferiores são diferentes, é dada pelo módulo do valor calculado.

Calculou-se, para cada paciente, o valor da média das suas assimetrias e verificou-se, tanto para os pacientes com hemiparesia esquerda (24) como para os pacientes com

hemiparesia direita (35), que todos obtiveram um valor médio superior a 6%. A média das assimetrias para todos os pacientes foi de 31% (± 17) para os pacientes com hemiparesia esquerda e de 31% (± 16) para os pacientes com hemiparesia direita. Estes valores são significativamente superiores a 6%, valor considerado normal na bibliografia consultada e que corrobora a informação encontrada. Estes estão apresentados nas tabelas 5.3 e 5.4.

Os valores das assimetrias dos parâmetros calculadas para os pacientes com hemiparesia esquerda e para os pacientes com hemiparesia direita podem ser consultados nas tabelas C.1 e C.2, respetivamente, do Apêndice C.

Calculando a média com todos os pacientes de modo a obter apenas um valor por parâmetro, verificou-se que, para os pacientes com hemiparesia esquerda, 91% dos parâmetros (39 em 43) têm uma assimetria média superior a 6%; para os pacientes com hemiparesia direita 93% das assimetrias (40 em 43) são superiores a 6%. Os parâmetros com assimetria inferior a 6% são, em ambos os casos: assimetria da cadência, assimetria do *stride length* (comprimento do ciclo), assimetria do *stride time* (tempo do ciclo) e assimetria do *double support* (tempo de duplo apoio) apenas para a hemiparesia esquerda. Isto significa que estes parâmetros são considerados semelhantes qualquer que seja o lado considerado.

Tabela 5.3: Média e desvio padrão das assimetrias dos parâmetros biomecânicos para cada um dos pacientes com hemiparesia esquerda.

	Média assimetrias (%)	Desvio padrão		Média assimetrias (%)	Desvio padrão
1	28	24	13	36	24
2	34	27	14	32	30
3	31	25	15	46	31
4	36	29	16	22	17
5	28	26	17	29	25
6	44	30	18	21	22
7	44	30	19	36	23
8	38	31	20	32	26
9	29	25	21	20	16
10	23	24	22	34	25
11	36	31	23	18	16
12	33	24	24	14	11
			Média	31	17

Tabela 5.4: Média e desvio padrão das assimetrias dos parâmetros biomecânicos para cada um dos pacientes com hemiparesia direita.

	Média assimetrias (%)	Desvio padrão		Média assimetrias (%)	Desvio padrão
1	39	27	19	35	28
2	18	20	20	21	19
3	38	31	21	32	24
4	36	23	22	37	26
5	15	16	23	24	19
6	26	25	24	36	32
7	38	28	25	30	25
8	32	26	26	26	21
9	28	20	27	52	28
10	45	29	28	42	28
11	47	33	29	15	16
12	23	25	30	41	29
13	46	33	31	27	24
14	31	26	32	18	17
15	35	28	33	21	16
16	34	25	34	28	26
17	28	22	35	25	18
18	26	25	Média	31	16

5.4 Teste *t-student*

O teste de *t-student* é um método estatístico para testar hipóteses acerca da média de uma população [59]. Este assume normalidade, mas, caso não se verifique normalidade, pode ser usado desde que o tamanho da amostra seja grande o suficiente (maior do que 20) [60], que é o caso da amostra em questão.

Para este teste, existem quatro fatores importantes a compreender: a hipótese nula H_0 , o valor de *p-value*, o *t* estatístico (*t-statistical*) e o *t* crítico (*t critical value*). A hipótese nula H_0 é a hipótese de que a média das variáveis associada a cada uma das amostras é igual. Se o *p-value* obtido for inferior ao nível de significância escolhido (normalmente 5%), a hipótese nula é rejeitada, ou seja, existe uma diferença estatisticamente relevante entre as amostras. Quanto mais pequeno for o *p-value*, mais estatisticamente relevante será a diferença entre as amostras. Caso contrário, a hipótese nula não é rejeitada, o que significa que não existem diferenças estatisticamente relevantes entre as amostras. Se o *t* estatístico for nulo, a hipótese nula é certa; à medida que este valor aumenta, significa que as amostras são mais diferentes. Se o valor absoluto de *t* estatístico for superior ao valor de *t* crítico, a diferença entre as amostras é estatisticamente relevante [59], [61].

Com recurso à ferramenta estatística XLSTAT do *software* Microsoft Office Excel®, foi efetuado um teste *t-student* às assimetrias dos pacientes com hemiparesia esquerda e

direita com o objetivo de verificar se estas são semelhantes, ou seja, se o hemisfério afetado não é determinante. Foi então observado que: nenhum valor de *p-value* é inferior a 0,05 (5%); o valor absoluto de *t* estatístico não é superior ao valor de *t* crítico; e *t* estatístico é quase nulo. Estes resultados indicam que não existe nenhuma diferença estatisticamente relevante entre as assimetrias dos pacientes com hemiparesia esquerda e as assimetrias dos pacientes com hemiparesia direita. Os resultados dos testes de *t-student* podem ser consultados na tabela C.3 do Apêndice C.

Apesar deste resultado, os dados dos pacientes com hemiparesia esquerda e direita continuarão a ser analisados separadamente, uma vez que a assimetria dos parâmetros não seria a única característica que poderia distinguir as amostras.

5.5 Relação entre a velocidade e as assimetrias dos parâmetros biomecânicos

5.5.1 Teste de normalidade

De modo a saber qual o tipo de teste de correlação a utilizar, foi realizado um teste de normalidade para testar se a amostra segue o comportamento de uma distribuição normal. Recorrendo à ferramenta estatística XLSTAT do *software* Microsoft Office Excel®, foi então efetuado um teste de *Shapiro-Wilk*. Dentro dos vários testes possíveis de realizar, foi escolhido o de *Shapiro-Wilk* por ser o mais poderoso e o mais recomendado na literatura [62].

Neste teste, a hipótese nula, H_0 , é a hipótese de que a variável segue uma distribuição normal e a hipótese alternativa, H_a , é a hipótese de que a variável não segue uma distribuição normal. Se o valor de *p-value* obtido for inferior ao nível de significância de 0,05 significa que a hipótese nula deve ser rejeitada, ou seja, a distribuição da variável afasta-se de uma distribuição normal. Se pelo contrário, o valor do *p-value* for superior a 0,05, significa que a hipótese nula deve ser aceite, ou seja, a variável segue uma distribuição normal [63].

Para os pacientes com hemiparesia esquerda, a variável velocidade segue uma distribuição normal. No entanto, existem 17 das 43 assimetrias estudadas que não seguem uma distribuição normal. Quanto aos pacientes com hemiparesia direita, a variável velocidade não segue uma distribuição normal, tal como 26 das assimetrias.

Os resultados obtidos nos testes de normalidade efetuados podem ser consultados na tabela C.4 do apêndice C.

5.5.2 Correlação de *Spearman* entre a velocidade e as assimetrias

Com base nos resultados obtidos no teste de normalidade, optou-se por utilizar a correlação de *Spearman*. Este tipo de correlação é um teste usado para medir o nível de associação entre duas variáveis e não exige condições relativas à distribuição das variáveis, pelo que

pode ser usado quando não é verificada normalidade. Em oposição, a correlação de *Pearson* assume normalidade na distribuição das amostras, ou seja, ambas as variáveis usadas na correlação têm de seguir uma distribuição normal [64].

No caso dos pacientes com hemiparesia direita, como a variável velocidade não segue uma distribuição normal, a correlação de *Pearson* não poderia ser utilizada pois ambas as variáveis usadas neste tipo de correlação têm de obedecer uma distribuição normal.

No caso dos pacientes com hemiparesia esquerda, como pelo menos uma das variáveis usadas na correlação segue uma distribuição normal (variável velocidade), efetuou-se também uma correlação de *Pearson*, de forma a comparar ambos os resultados. Os resultados obtidos neste tipo de correlação foram muito semelhantes aos obtidos com a correlação de *Spearman*. Para dar apenas um exemplo, a correlação entre a velocidade e a “Assimetria Anca Fapo solo” (assimetria do ângulo em que a anca se encontra quando o pé contacta com o solo) é de -0,57 com um *p-value* inferior a 0,05 em ambos os tipos de correlações. Desta forma, optou-se por utilizar sempre a correlação de *Spearman* de modo a facilitar a análise e a interpretação dos resultados.

O coeficiente de *Spearman*, ρ , determina a intensidade (valor absoluto do coeficiente) e a direção (sinal do coeficiente) da associação entre as variáveis. Quanto mais próximo de 1 for o seu valor absoluto, mais forte será a relação entre as variáveis. Se ρ for negativo, significa que as variáveis têm uma associação em direções opostas, ou seja, quando uma diminui a outra aumenta e vice-versa. Se ρ for positivo significa que as variáveis variam no mesmo sentido, ou seja, quando uma aumenta a outra também aumenta e quando uma diminui a outra também diminui [65].

A hipótese nula, H_0 , é a hipótese de que não existe correlação entre as variáveis. Se o valor de *p-value* for inferior a 0,05 significa que a hipótese nula deve ser rejeitada e as variáveis têm uma correlação estatisticamente relevante. Quanto mais pequeno for o valor de *p-value*, maior é a certeza de que a hipótese nula deve ser rejeitada [66].

Recorrendo à ferramenta XLSTAT do *software* Microsoft Office Excel®, foi aplicado um teste de correlação de *Spearman* para perceber qual a relação entre a velocidade e as assimetrias dos parâmetros entre membros inferiores. Mais uma vez, esta análise foi efetuada separadamente para os pacientes com hemiparesia esquerda e para os pacientes com hemiparesia direita.

Os valores das correlações entre a velocidade e as assimetrias dos pacientes com hemiparesia esquerda podem ser observados na tabela 5.5 e entre a velocidade e as assimetrias dos pacientes com hemiparesia direita na tabela 5.6. Apenas se encontram representadas as correlações estatisticamente relevantes, ou seja, com um *p-value* inferior a 0,05.

As correlações obtidas são todas inferiores a 0,70, ou seja, são consideradas correlações relativamente fracas, variando entre 0,42 e 0,58 para os pacientes com hemiparesia esquerda e entre 0,35 e 0,67 para os pacientes com hemiparesia direita. Tal pode ter acontecido porque a correlação mede a relação linear entre duas variáveis e a relação entre as diversas assimetrias e a velocidade da marcha, mesmo que exista, poderá não ser linear.

5.5. RELAÇÃO ENTRE A VELOCIDADE E AS ASSIMETRIAS DOS PARÂMETROS BIOMECÂNICOS

Tabela 5.5: Coeficiente de *Spearman* (ρ) e *p-value* das correlações entre a velocidade e as assimetrias para os pacientes com hemiparesia esquerda. Apenas se encontram representados os valores estatisticamente relevantes, ou seja, com *p-value* inferior a 0,05.

	ρ (<i>Spearman</i>)	<i>p-value</i>
Assimetria <i>Single support</i>	-0,58	0,004
Assimetria Anca Fapo solo	-0,57	0,004
Assimetria Anca fap unip ext	-0,47	0,020
Assimetria Joelho Fosc flex máx	-0,47	0,021
Assimetria <i>Stride time</i>	-0,47	0,021
Assimetria Torn fap unip flex	-0,46	0,025
Assimetria <i>Opposite foot contact</i>	-0,46	0,026
Assimetria Joelho <i>foot off</i>	-0,46	0,026
Assimetria <i>Stride length</i>	-0,45	0,029
Assimetria Cadência	-0,45	0,030
Assimetria <i>Step time</i>	-0,45	0,030
Assimetria Torn fapo dorsiflex max	-0,44	0,033
Assimetria %ciclo JFAEM	-0,43	0,037
Assimetria Mov joelho fap unip	-0,42	0,043

Tabela 5.6: Coeficiente de *Spearman* (ρ) e *p-value* das correlações entre a velocidade e as assimetrias para os pacientes com hemiparesia direita. Apenas se encontram representados os valores estatisticamente relevantes, ou seja, com *p-value* inferior a 0,05.

	ρ (<i>Spearman</i>)	<i>p-value</i>
Assimetria Torn fapo dorsiflex max	-0,67	<0,0001
Assimetria <i>Single support</i>	-0,64	<0,0001
Assimetria Joelho Fosc flex máx	-0,62	0,0001
Assimetria Torn fap unip flex	-0,59	0,0002
Assimetria Joelho <i>foot off</i>	-0,57	0,0005
Assimetria Anca Fapo solo	-0,52	0,001
Assimetria Mov joelho fap unip	-0,48	0,004
Assimetria Anca fap unip ext	-0,47	0,004
Assimetria <i>Step length</i>	-0,47	0,005
Assimetria Joelho Fapo solo	-0,46	0,006
Assimetria Bacia Fosc obliq max	-0,42	0,013
Assimetria %TFAFM	-0,40	0,018
Assimetria Mov torn fap unip	-0,38	0,025
Assimetria <i>Stride time</i>	-0,36	0,034
Assimetria Mov anca fap unip	-0,35	0,037

Analise-se, por exemplo, duas situações com assimetrias baixas: numa o membro afetado foi fracamente afetado, tendo um comportamento mais parecido com o do membro não-parético, logo os valores dos parâmetros vão ser parecidos nos dois membros inferiores, levando a uma pequena assimetria. Esperar-se-ia que esta situação estivesse relacionada com uma velocidade elevada, uma vez que o membro afetado se encontrava bastante funcional. Num outro caso, pode-se imaginar uma situação em que o membro parético tenha sido bastante afetado, e que o membro não-parético, ao tentar adaptar-se à nova situação, tenha passado a adotar um comportamento semelhante ao do membro afetado, fazendo com que os parâmetros que descrevem o seu movimento sejam parecidos e a assimetria pequena. No entanto, neste caso, é previsível que a velocidade seja mais baixa do que numa situação normal.

Para ilustrar as situações descritas, pode-se tomar os pacientes 23 e 24 (presentes na tabela C.1 do Apêndice C). O paciente nº23, do sexo masculino, com 54 anos e hemiparesia esquerda, tem 25,6% das assimetrias inferiores a 6% (11 em 43). A média total das suas assimetrias é 18% (± 16), valor que se encontra abaixo da média dos pacientes, que é de 31% (± 17). Este paciente apresenta a velocidade mais alta dentro dos pacientes com hemiparesia esquerda, com uma velocidade de 0,98 m/s, que é superior ao limiar dos 0,60 m/s necessários para ter um nível razoável de independência funcional [9]. Este exemplo pode ser um bom ilustrador da situação em que as assimetrias são baixas porque o membro afetado não foi muito afetado, fazendo com que o paciente adquira uma velocidade mais alta.

Por outro lado, o paciente nº24, do sexo masculino, com 43 anos e hemiparesia esquerda, tem 27,9% das assimetrias inferiores a 6% (12 em 43) e a média total das suas assimetrias é de 14% (± 11), valor que se encontra também abaixo da média de 31% (± 17). Porém, este paciente possui uma velocidade de 0,24 m/s, que é inferior ao limiar dos 0,60 m/s necessários para obter um nível razoável de independência funcional [9]. Este exemplo pode ser um bom ilustrador da situação em que as assimetrias são baixas porque o comportamento do membro não-parético se aproximou do comportamento do membro parético, levando a uma velocidade mais baixa.

5.5.3 Regressão linear

De forma a obter uma interpretação gráfica destas correlações, aplicou-se o método de Regressão linear às variáveis que possuem uma correlação com a velocidade com um *p-value* inferior a 0,05, com recurso à ferramenta XLSTAT. Foi também observado o valor do coeficiente de determinação, R^2 , que mede a qualidade do ajuste da reta da regressão linear, ou seja, é uma medida da relação entre duas variáveis. Este coeficiente toma valores entre 0 e 1, sendo que o valor 1 indica um ajuste perfeito e 0 indica que o modelo de relação linear não se adequa aos dados. Ou seja, quanto mais próximo de 1 for este valor, melhor é o ajuste do modelo aos dados [67].

Verificou-se que, para os pacientes com hemiparesia esquerda, os valores de R^2 variam

5.5. RELAÇÃO ENTRE A VELOCIDADE E AS ASSIMETRIAS DOS PARÂMETROS BIOMECÂNICOS

entre 0,08 e 0,44, que são valores relativamente baixos. Para os pacientes com hemiparesia direita, os valores de R^2 variam entre 0,08 e 0,39, que também são valores baixos (ver tabela 5.7). Estes valores baixos alertam-nos para o facto de que a relação entre as assimetrias e a velocidade não será, certamente, linear. Por observação dos gráficos da regressão linear presentes nas figuras C.1 e C.2 do Apêndice C, é possível perceber que, apesar de existir uma certa tendência para ter uma velocidade baixa quando as assimetrias são maiores, existe uma enorme variabilidade. Por exemplo, no gráfico da regressão linear da assimetria do *stride time* (tempo do ciclo) em função da velocidade dos pacientes com hemiparesia direita (ver figura 5.1), é possível verificar que a maioria dos pacientes tem assimetrias abaixo dos 10% que é um valor de assimetria relativamente baixo. No entanto, as velocidades são muito variáveis. Ou seja, apesar das assimetrias serem todas relativamente baixas, as velocidades variam muito, ao contrário do que era esperado, mas em concordância com as situações mencionadas anteriormente em relação à correlação entre as assimetrias e a velocidade.

Assim, a medição das assimetrias entre parâmetros parece poder ser usada como um parâmetro de diagnóstico de disfuncionalidades na marcha. No entanto, por si só, não parece ser um bom marcador de funcionalidade.

Tabela 5.7: Valores de R^2 para as regressões lineares entre a velocidade e as assimetrias dos parâmetros biomecânicos. Os valores referentes aos pacientes com hemiparesia esquerda e com hemiparesia direita encontram-se, respetivamente, no lado esquerdo e no lado direito.

Hemiparesia esquerda	R^2	Hemiparesia direita	R^2
Assimetria <i>Single support</i>	0,44	Assimetria Torn fapo dorsiflex max	0,39
Assimetria Anca Fapo solo	0,28	Assimetria <i>Single support</i>	0,36
Assimetria Anca fap unip ext	0,26	Assimetria Joelho Fosc flex máx	0,37
Assimetria Joelho Fosc flex máx	0,27	Assimetria Torn fap unip flex	0,32
Assimetria <i>Stride time</i>	0,16	Assimetria Joelho <i>foot off</i>	0,27
Assimetria Torn fap unip flex	0,19	Assimetria Anca Fapo solo	0,29
Assimetria <i>Opposite foot contact</i>	0,26	Assimetria Mov Joelho fap unip	0,23
Assimetria Joelho <i>foot off</i>	0,27	Assimetria Anca fap unip ext	0,21
Assimetria <i>Stride length</i>	0,08	Assimetria <i>Step length</i>	0,23
Assimetria Cadência	0,17	Assimetria Joelho Fapo solo	0,17
Assimetria <i>Step time</i>	0,24	Assimetria Bacia Fosc obliq max	0,13
Assimetria Torn fapo dorsiflex max	0,19	Assimetria %TFAFM	0,19
Assimetria %ciclo JFAEM	0,16	Assimetria Mov torn fap unip	0,17
Assimetria Mov joelho fap unip	0,17	Assimetria <i>Stride time</i>	0,08
		Assimetria Mov anca fap unip	0,14

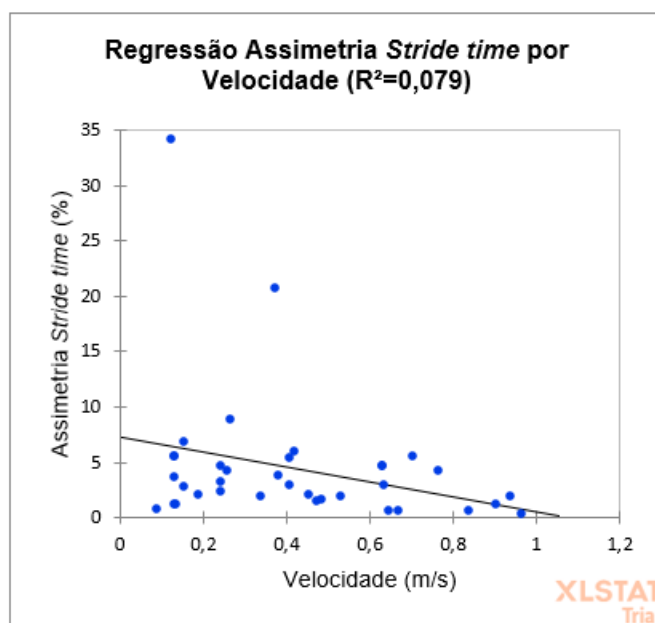


Figura 5.1: Visualização gráfica da regressão linear da Assimetria do *stride time* em função da velocidade para os pacientes com hemiparesia direita.

5.6 Relação entre a velocidade e os parâmetros biomecânicos

5.6.1 Teste de normalidade

À semelhança do que foi mencionado na secção 5.5.1, de modo a saber qual o tipo de teste de correlação a utilizar, foi realizado um teste de normalidade para testar se as variáveis seguem o comportamento de uma distribuição normal. Recorrendo à ferramenta XLSTAT do *software* Microsoft Office Excel®, foi então efetuado um teste de *Shapiro-Wilk*.

Para os pacientes com hemiparesia esquerda, 33 dos 86 parâmetros biomecânicos não seguem uma distribuição normal, tal como 45 dos 86 parâmetros biomecânicos dos pacientes com hemiparesia direita.

Os resultados obtidos nos testes de normalidade efetuados para os pacientes com hemiparesia esquerda e para os pacientes com hemiparesia direita podem ser consultados na tabela D.1 do Apêndice D.

5.6.2 Correlação de *Spearman* entre a velocidade e os parâmetros biomecânicos

Recorrendo à ferramenta XLSTAT, foi efetuado um teste de correlação de *Spearman* para perceber qual a relação entre a velocidade e os parâmetros biomecânicos em si. Mais uma vez, esta análise foi efetuada separadamente para os pacientes com hemiparesia esquerda e com hemiparesia direita.

Tal como foi feito anteriormente para as assimetrias e pelos mesmos motivos, optou-se por utilizar sempre a correlação de *Spearman*. Para dar um exemplo, a correlação entre a

velocidade e “%ciclo TFOFM” (percentagem do ciclo onde ocorre a dorsiflexão máxima do tornozelo na fase oscilante) é de, aproximadamente, -0,81 com um *p-value* inferior a 0,05 em ambos os tipos de correlações.

Como já esperávamos, os parâmetros biomecânicos apresentam, em média, correlações com a velocidade superiores às assimetrias. É normal que assim seja, uma vez que a velocidade depende diretamente de alguns deles, como é o caso dos parâmetros espaço-temporais (relacionados com o tempo e a passada). Para os pacientes com hemiparesia esquerda, as correlações com um *p-value* estatisticamente relevante (inferior a 0,05) têm um coeficiente de *Spearman* que varia entre 0,41 e 0,96 (em valor absoluto). Para os pacientes com hemiparesia direita, as correlações com um *p-value* estatisticamente relevante têm um coeficiente de *Spearman* que varia entre 0,35 e 0,94 (em valor absoluto).

Observou-se, então, que ambos os lados (lado parético e lado não-parético) têm uma correlação muito semelhante com a velocidade, mas existem alguns parâmetros que estão mais correlacionados com a velocidade no lado parético e outros no lado não-parético. Os parâmetros que são mais correlacionados com a velocidade no lado parético do que no lado não-parético para os pacientes com hemiparesia esquerda e com hemiparesia direita, respetivamente, são os presentes na tabela 5.8 e na tabela 5.10 (estas tabelas possuem também os valores das correlações dos parâmetros no lado não-parético como forma de comparação). Os parâmetros que são mais correlacionados com a velocidade no lado não-parético do que no lado parético para os pacientes com hemiparesia esquerda e direita, respetivamente, são os presentes na tabela 5.9 e na tabela 5.11 (estas tabelas possuem também os valores das correlações dos parâmetros no lado parético como forma de comparação).

Por observação da tabela 5.8, é possível verificar que os parâmetros biomecânicos no lado parético têm um coeficiente de *Spearman* que varia entre 0,43 e 0,96 (em valor absoluto), enquanto os mesmos têm uma correlação mais fraca no lado não-parético, com um coeficiente de *Spearman* que varia entre 0,02 e 0,95 (em valor absoluto), sendo que a maioria não tem uma correlação estatisticamente relevante, ou seja, têm um *p-value* superior a 0,05. Como exemplo, temos o parâmetro “Torn fap unip flex” (flexão do tornozelo na fase de apoio unipodal). Este tem uma correlação estatisticamente relevante com a velocidade no membro parético, com um *p-value* de 0,001 e um coeficiente de *Spearman* de 0,63, enquanto no membro não-parético o mesmo parâmetro tem um *p-value* de 0,901 que é muito superior a 0,05 e um coeficiente de *Spearman* de 0,03.

Na tabela 5.9, verifica-se que os parâmetros biomecânicos no lado não-parético têm um coeficiente de *Spearman* que varia entre 0,44 e 0,90 (em valor absoluto), enquanto os mesmos têm uma correlação mais fraca no lado parético, com um coeficiente de *Spearman* que varia entre 0,18 e 0,85 (em valor absoluto), sendo que a maioria não tem um *p-value* inferior a 0,05, pelo que não têm uma correlação estatisticamente relevante com a velocidade.

Tabela 5.8: Parâmetros biomecânicos (dos pacientes com hemiparesia esquerda) que estão mais fortemente correlacionados com a velocidade no lado parético (esquerdo) do que no lado não-parético (direito). Nas duas colunas do lado direito, encontram-se os valores das correlações dos parâmetros no lado não-parético, apenas para comparação.

	Lado parético (ESQ)		Lado não-parético (DIR)	
	ρ (Spearman)	<i>p</i> -value	ρ (Spearman)	<i>p</i> -value
<i>Double support</i>	-0,96	<0,0001	-0,95	<0,0001
<i>Stride length</i>	0,89	<0,0001	0,88	<0,0001
<i>Step length</i>	0,89	<0,0001	0,65	0,001
<i>Opposite foot off</i>	-0,79	<0,0001	-0,50	0,014
<i>Step time</i>	-0,75	<0,0001	-0,62	0,001
Torn fap unip flex	0,63	0,001	-0,03	0,901
Bacia rot min	0,62	0,002	0,02	0,911
Joelho fosc flex max	0,62	0,002	0,55	0,006
Torn fapo dorsiflex	0,60	0,002	-0,13	0,558
Bacia Fosc obliq max	-0,58	0,003	-0,24	0,252
Torn Fapo solo	0,54	0,007	-0,02	0,917
Anca Fapo solo	0,54	0,008	0,22	0,298
Mov joelho fap unip	0,52	0,010	0,05	0,834
Joelho <i>foot off</i>	0,44	0,003	-0,05	0,815
%ciclo JFAEM	0,43	0,036	-0,18	0,391
Joelho Fapo solo	0,43	0,038	-0,20	0,360

Tabela 5.9: Parâmetros biomecânicos (dos pacientes com hemiparesia esquerda) que estão mais fortemente correlacionados com a velocidade no lado não-parético (direito) do que no lado parético (esquerdo). Nas duas colunas do lado direito, encontram-se os valores das correlações dos parâmetros no lado parético, apenas para comparação.

	Lado não-parético (DIR)		Lado parético (ESQ)	
	ρ (Spearman)	<i>p</i> -value	ρ (Spearman)	<i>p</i> -value
<i>Foot off</i>	-0,91	<0,0001	-0,72	<0,0001
Cadência	0,87	<0,0001	0,85	<0,0001
<i>Stride time</i>	-0,87	<0,0001	-0,85	<0,0001
%ciclo TFOFM	-0,81	<0,0001	-0,41	0,049
Pot torn final apoio	0,76	<0,0001	0,70	0,000
Anca <i>foot off</i>	-0,74	<0,0001	-0,54	0,008
Anca Fapo ext max	0,70	0,000	0,37	0,075
Anca fap unip ext	-0,61	0,002	-0,42	0,042
Bacia rot max	-0,54	0,007	0,18	0,389
Var rot bacia	-0,53	0,008	-0,50	0,014
<i>Step width</i>	-0,53	0,009	-0,30	0,149
%ciclo TFAFM	-0,46	0,003	-0,27	0,202
Torn <i>foot off</i>	-0,44	0,033	0,24	0,261

5.6. RELAÇÃO ENTRE A VELOCIDADE E OS PARÂMETROS BIOMECÂNICOS

Tabela 5.10: Parâmetros biomecânicos (dos pacientes com hemiparesia direita) que estão mais fortemente correlacionados com a velocidade no lado parético (direito) do que no lado não-parético (esquerdo). Nas duas colunas do lado direito, encontram-se os valores das correlações dos parâmetros no lado não-parético, apenas para comparação.

	Lado parético (DIR)		Lado não-parético (ESQ)	
	ρ (Spearman)	<i>p</i> -value	ρ (Spearman)	<i>p</i> -value
<i>Stride length</i>	0,94	<0,0001	0,94	<0,0001
<i>Step length</i>	0,86	<0,0001	0,85	<0,0001
GRF %ciclo picol	-0,81	<0,0001	0,00	0,997
<i>Step time</i>	-0,81	<0,0001	-0,68	<0,0001
Pot torn final apoio	0,75	<0,0001	0,73	<0,0001
Joelho fosc flex max	0,72	<0,0001	0,45	0,008
Joelho foot off	0,59	0,000	-0,01	0,948
Torn fap unip flex	0,58	0,000	-0,43	0,010
Torn fapo dorsiflex max	0,57	0,001	-0,51	0,002
Joelho Fapo solo	0,53	0,001	-0,25	0,141
Var rot bacia	-0,51	0,002	-0,46	0,006
Bacia rot min	0,49	0,003	0,11	0,539
Anca Fapo solo	0,48	0,004	-0,03	0,874
Bacia Fosc obliq max	-0,39	0,021	0,17	0,332
Anca Fosc flex max	0,37	0,028	-0,08	0,634
Joelho fapo ext máx	-0,36	0,034	-0,10	0,563
Mov anca fap unip	0,36	0,037	-0,02	0,897

Para os pacientes com hemiparesia direita verifica-se o mesmo que se verificou para os pacientes com hemiparesia esquerda. Isto é, os parâmetros que são mais correlacionados com a velocidade no membro parético são pouco correlacionados (ou não têm uma correlação estatisticamente relevante) com a velocidade no membro não-parético e vice-versa.

Os resultados obtidos não permitem escolher um dos membros (parético ou não-parético) como o mais importante, ou seja, não permitem afirmar que, para qualquer tipo de hemiparesia, basta analisar os parâmetros do membro parético ou do não-parético. Pelo contrário, os parâmetros do membro parético e do membro não-parético afiguram-se como igualmente importantes.

No entanto, existem parâmetros em comum para os pacientes com hemiparesia esquerda e hemiparesia direita. Ou seja, para qualquer tipo de hemiparesia, existem parâmetros que estão sempre mais correlacionados com a velocidade no lado parético do que no lado não-parético e outros parâmetros que estão sempre mais correlacionados com a velocidade no lado não-parético do que no lado parético. Esses parâmetros encontram-se representados na tabela 5.12.

Tabela 5.11: Parâmetros biomecânicos (dos pacientes com hemiparesia direita) que estão mais fortemente correlacionados com a velocidade no lado não-parético (esquerdo) do que no lado parético (direito). Nas duas colunas do lado direito, encontram-se os valores das correlações dos parâmetros no lado parético, apenas para comparação.

	Lado não-parético (ESQ)		Lado parético (DIR)	
	ρ (Spearman)	<i>p</i> -value	ρ (Spearman)	<i>p</i> -value
<i>Foot off</i>	-0,94	<0,0001	-0,60	0,0002
<i>Double support</i>	-0,92	<0,0001	-0,90	<0,0001
<i>Stride time</i>	-0,88	<0,0001	-0,87	<0,0001
Cadência	0,88	<0,0001	0,87	<0,0001
%ciclo TFOFM	-0,76	<0,0001	-0,45	0,007
<i>Opposite foot off</i>	-0,68	<0,0001	-0,65	<0,0001
Anca fap unip ext	-0,62	<0,0001	-0,57	0,001
Anca <i>foot off</i>	-0,61	0,000	-0,43	0,011
<i>Single support</i>	-0,54	0,001	0,45	0,007
Bacia Fosc tilt max	-0,50	0,003	-0,41	0,015
Torn fapo solo	-0,47	0,005	0,33	0,054
Bacia rot max	-0,44	0,009	-0,06	0,730
%ciclo TFAFM	-0,38	0,026	-0,03	0,886
<i>Step width</i>	-0,37	0,028	-0,12	0,507
GRF max pico1	0,37	0,050	0,32	0,090
Anca Fapo ext max	0,35	0,038	0,10	0,582

Tabela 5.12: Parâmetros biomecânicos que têm uma maior correlação com a velocidade no lado parético (coluna da esquerda) e no lado não-parético (coluna da direita).

Lado parético	Lado não-parético
<i>Stride length</i>	<i>Foot off</i>
<i>Step length</i>	Cadência
<i>Step time</i>	<i>Stride time</i>
Torn fap unip flex	%ciclo TFOFM
Bacia rot min	Anca <i>foot off</i>
Joelho fosc flex max	Anca Fapo ext max
Torn fapo dorsiflex	Anca fap unip ext
Bacia Fosc obliq max	Bacia rot max
Anca Fapo solo	<i>Step width</i>
Joelho <i>foot off</i>	%ciclo TFAFM
Joelho Fapo solo	

Como já foi mencionado, é de esperar que os parâmetros espaço-temporais tenham uma relação óbvia com a velocidade, uma vez que os mesmos são utilizados para a calcular (os parâmetros espaço-temporais são os parâmetros da marcha relacionados com a distância e o tempo). Por exemplo, o comprimento do passo (*step length*) tem um coeficiente de *Spearman* de 0,86 para os pacientes com hemiparesia esquerda e de 0,89 para os pacientes

5.6. RELAÇÃO ENTRE A VELOCIDADE E OS PARÂMETROS BIOMECÂNICOS

com hemiparesia direita. Estas correlações são positivas, o que significa que quando uma variável aumenta a outra também aumenta e vice-versa, e são consideradas correlações elevadas, o que faz sentido se pensarmos que quanto maior for o comprimento do passo, maior será a distância percorrida no mesmo intervalo de tempo e, portanto, maior será a velocidade.

É possível aplicar o mesmo raciocínio aos restantes parâmetros espaço-temporais, pelo que estes serão excluídos da restante análise, passando esta a concentrar-se apenas nos parâmetros cinemáticos e dinâmicos, uma vez que estes poderão fornecer informação adicional e relevante para a caracterização da doença.

Os parâmetros %ciclo TFOFM e %ciclo TFAFM, como o nome indica, são a percentagem do ciclo onde ocorre a dorsiflexão máxima do tornozelo na fase oscilante e a percentagem do ciclo em que ocorre a dorsiflexão máxima do tornozelo na fase de apoio, respetivamente. Podemos afirmar que estes parâmetros não são parâmetros descritivos do movimento das articulações, pelo que serão também excluídos da restante análise. Assim, os parâmetros que têm uma maior correlação com a velocidade passam a ser os presentes nas tabelas 5.13 e 5.14.

Tabela 5.13: Parâmetros biomecânicos finais mais relacionados com a velocidade no lado parético e respetivos valores de coeficiente de Spearman, para os pacientes com hemiparesia esquerda (lado esquerdo) e para os pacientes com hemiparesia direita (lado direito).

Lado parético	Hemi. esq. (ESQ.)	Hemi. dir. (DIR.)
Torn fap unip flex	0,63	0,58
Bacia rot min	0,62	0,49
Joelho fosc flex max	0,62	0,72
Torn fapo dorsiflex	0,60	0,57
Bacia Fosc obliq max	-0,58	-0,39
Anca Fapo solo	0,54	0,48
Joelho <i>foot off</i>	0,44	0,59
Joelho Fapo solo	0,43	0,53

Tabela 5.14: Parâmetros biomecânicos finais mais relacionados com a velocidade no lado não-parético e respetivos valores de coeficiente de Spearman, para os pacientes com hemiparesia esquerda (lado direito) e para os pacientes com hemiparesia direita (lado esquerdo).

Lado não-parético	Hemi. esq. (DIR.)	Hemi dir. (ESQ.)
Anca <i>foot off</i>	-0,74	-0,61
Anca Fapo ext max	0,70	0,35
Anca fap unip ext	-0,61	-0,62
Bacia rot max	-0,54	-0,44

Ao analisar as tabelas 5.13 e 5.14 é possível perceber que no lado não-parético a velocidade e, conseqüentemente, a funcionalidade (admitindo que a velocidade é um indicador de funcionalidade) dependem principalmente do funcionamento das articulações proximais, com maior ênfase na articulação da anca. Por outro lado, no lado parético, a velocidade depende principalmente do funcionamento das articulações do joelho e do tornozelo (articulações distais). Apesar de haver alguma contribuição das articulações da anca e da bacia, estes parâmetros biomecânicos têm uma correlação com a velocidade no lado parético inferior à correlação dos restantes parâmetros biomecânicos da articulação do tornozelo e da bacia com a velocidade no lado parético.

Para obter uma interpretação gráfica da relação destes parâmetros com a velocidade consultar as figuras 5.2, 5.3, 5.4 e 5.5.

5.6. RELAÇÃO ENTRE A VELOCIDADE E OS PARÂMETROS BIOMECÂNICOS

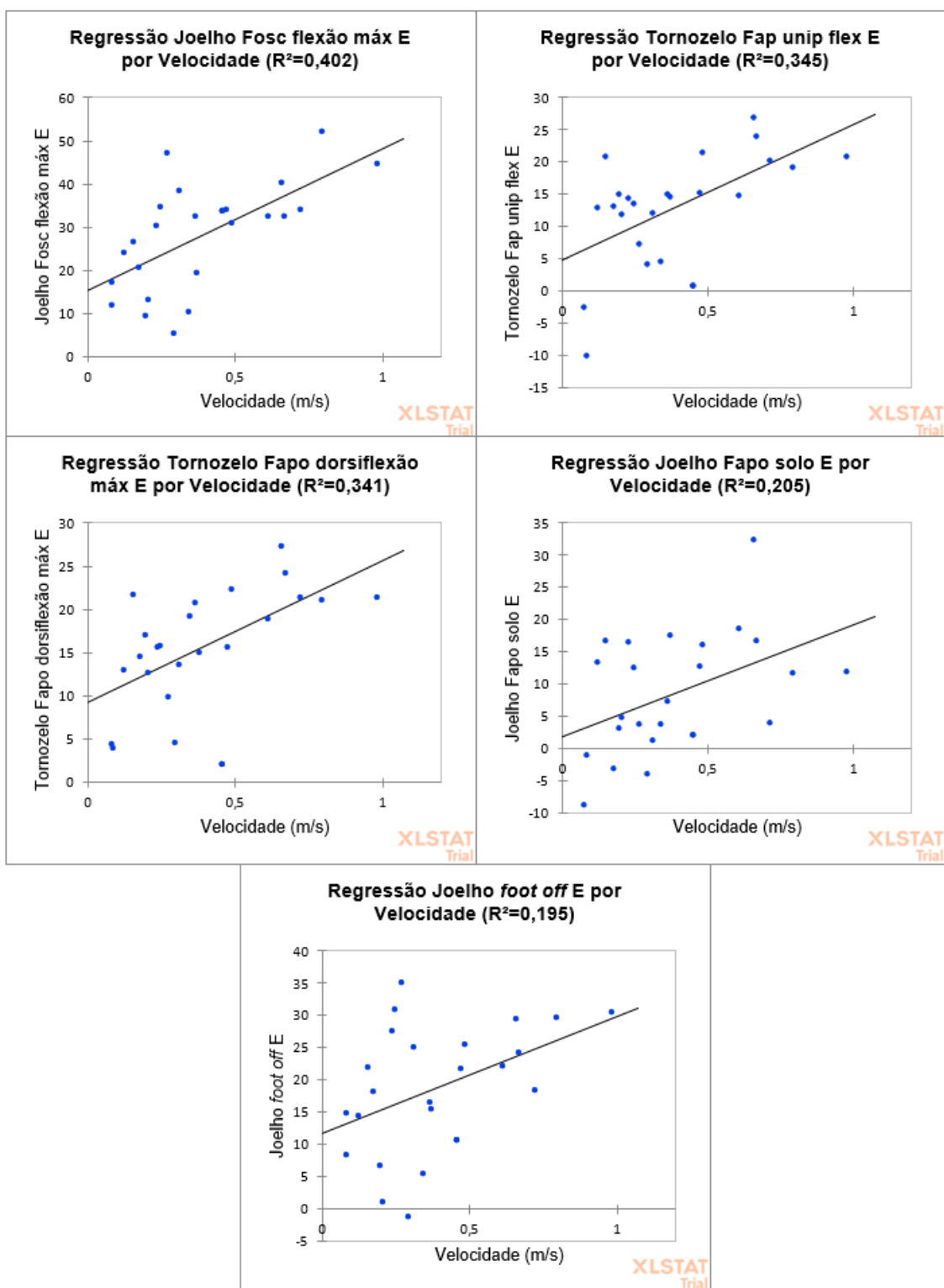


Figura 5.2: Gráficos da regressão linear dos parâmetros biomecânicos do lado parético que estão mais correlacionados com a velocidade em função da velocidade (hemiparesia esquerda).

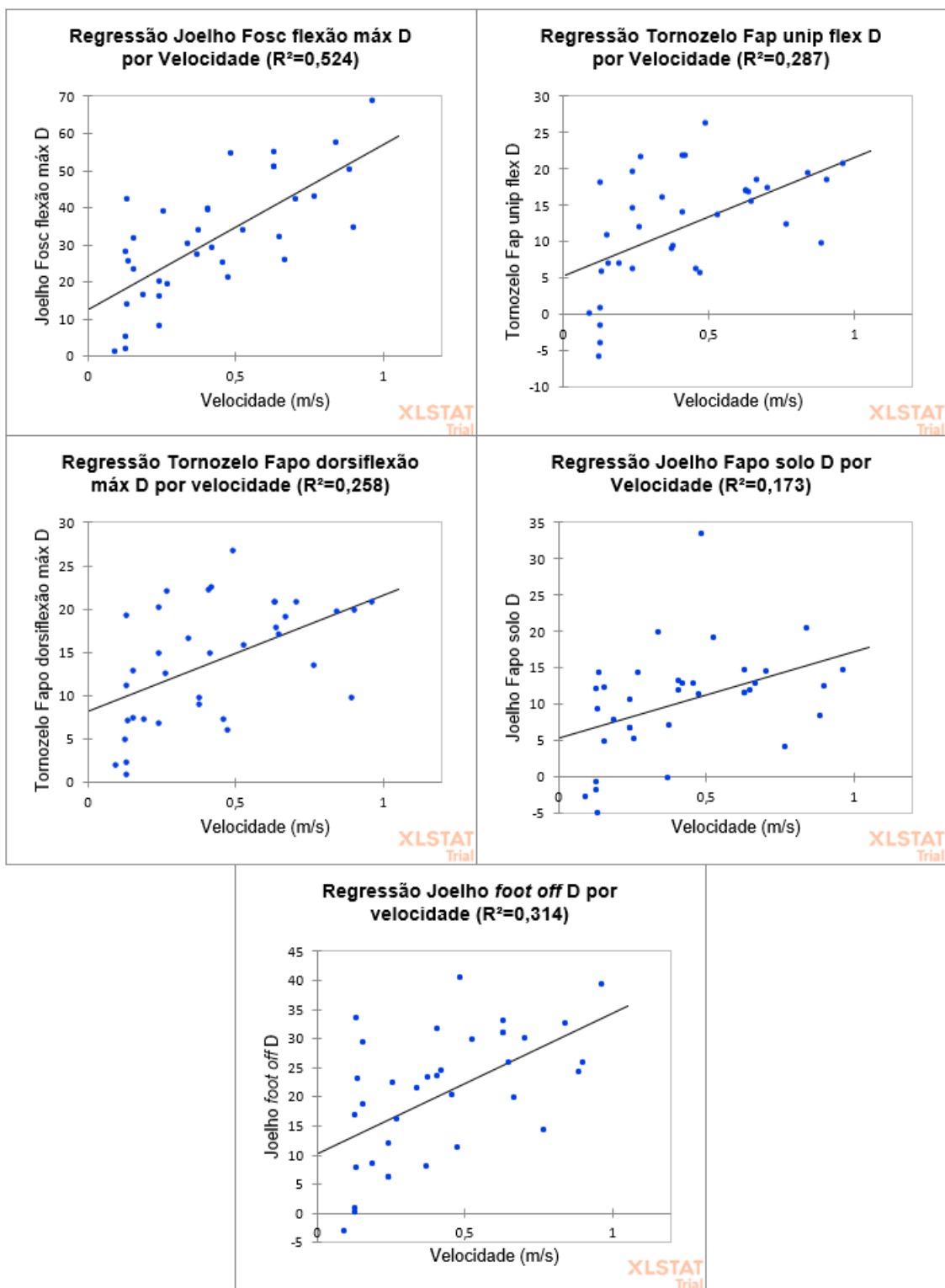


Figura 5.3: Gráficos da regressão linear dos parâmetros biomecânicos do lado parético que estão mais correlacionados com a velocidade em função da velocidade (hemiparesia direita).

5.6. RELAÇÃO ENTRE A VELOCIDADE E OS PARÂMETROS BIOMECÂNICOS

Ao observar estes gráficos percebe-se que, apesar da relação entre estes parâmetros e a velocidade não ser linear, os parâmetros acabam por ter o mesmo comportamento em ambos os tipos de hemiparesia. Neste caso, todos os parâmetros têm uma correlação positiva com a velocidade e aqui podemos ver que existe uma tendência para ter velocidades mais elevadas quando os parâmetros têm valores mais elevados, e para ter velocidades mais baixas quando os parâmetros têm valores mais baixos.

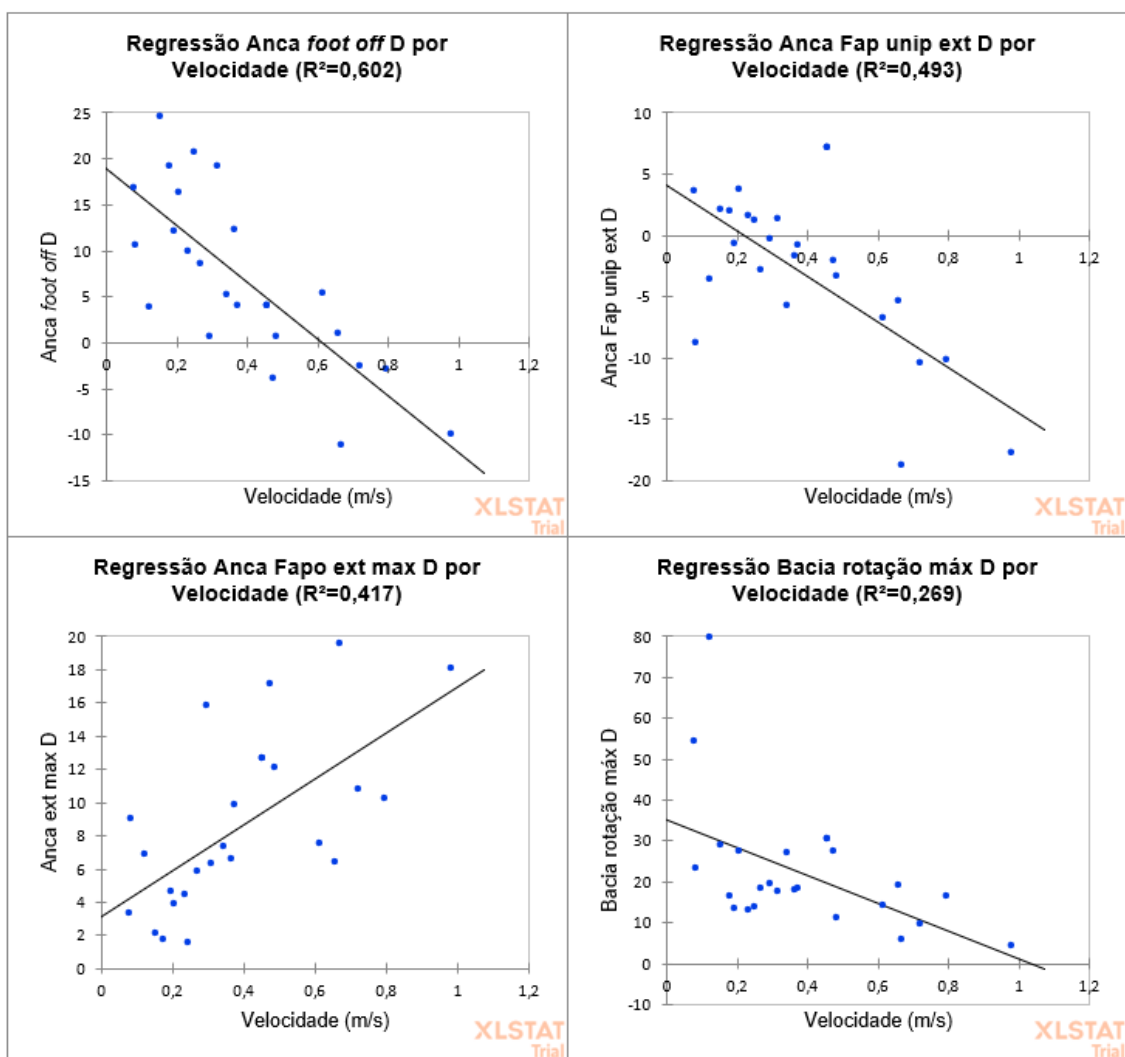


Figura 5.4: Gráficos da regressão linear dos parâmetros biomecânicos do lado não-paralético que estão mais correlacionados com a velocidade em função da velocidade (hemiparesia esquerda).

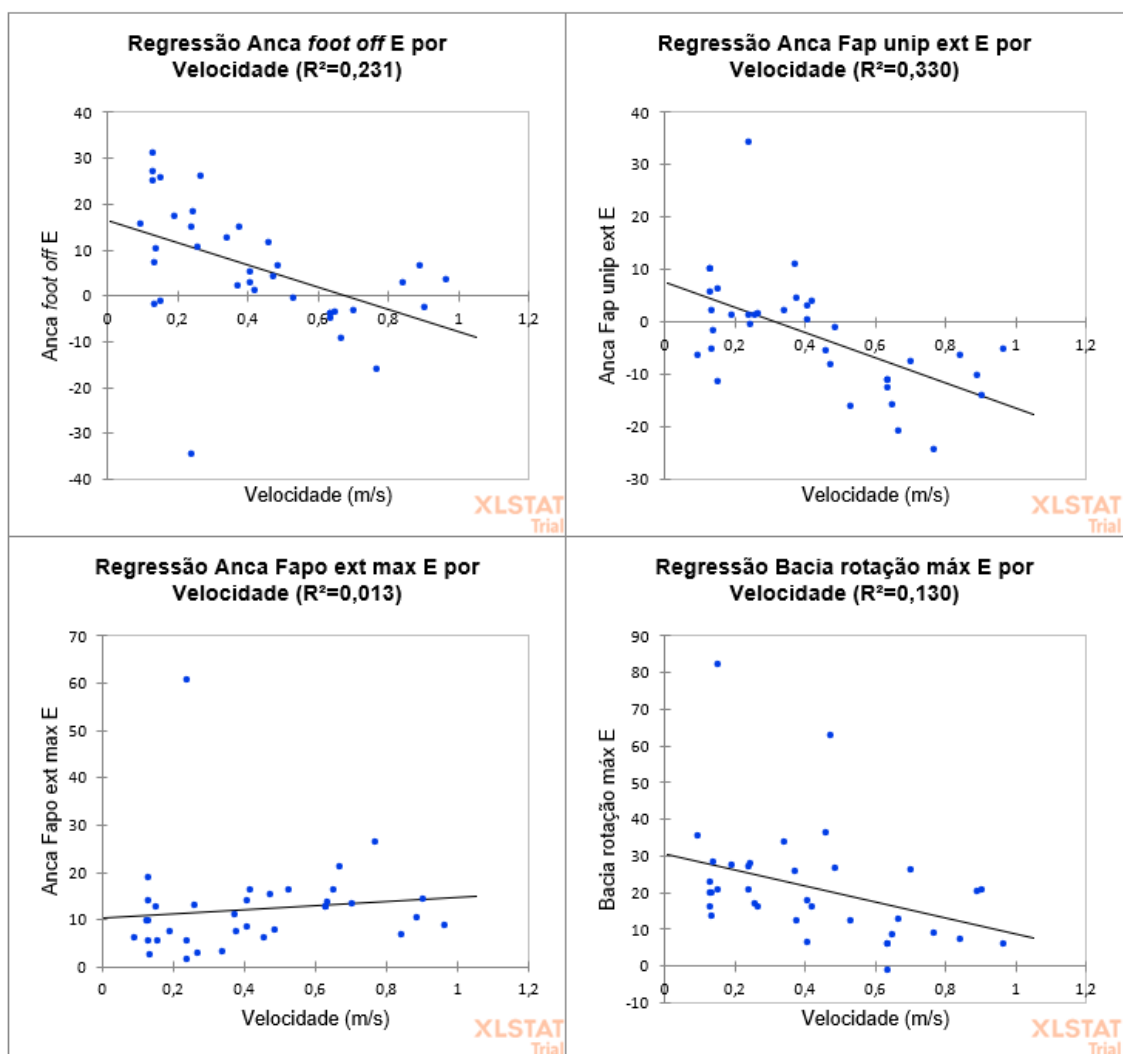


Figura 5.5: Gráficos da regressão linear dos parâmetros biomecânicos do lado não-parético que estão mais correlacionados com a velocidade em função da velocidade (hemiparesia direita).

Analogamente ao que foi mencionado para os parâmetros biomecânicos do lado parético, também com estes gráficos se consegue perceber que, apesar da relação entre estes parâmetros e a velocidade não ser linear, os parâmetros acabam por ter o mesmo comportamento em ambos os tipos de hemiparesia, com exceção do parâmetro “Anca Fapo ext max” (extensão máxima da anca na fase de apoio), que parece adquirir um comportamento um pouco diferente nos dois tipos de hemiparesia. De qualquer forma, os restantes parâmetros têm uma correlação negativa com a velocidade e podemos verificar que existe uma tendência para obter maiores velocidades quando os parâmetros adquirem valores mais baixos.

Assim, parece existir uma certa tendência para a funcionalidade do membro parético do paciente estar mais relacionada com as articulações distais, em especial com os parâmetros biomecânicos de flexão máxima do tornozelo na fase de apoio e na fase de apoio

5.6. RELAÇÃO ENTRE A VELOCIDADE E OS PARÂMETROS BIOMECÂNICOS

unipodal (Torn fapo dorsiflex e Torn fap unip flex, respetivamente), flexão máxima do joelho na fase oscilante (joelho fosc flex max) e ângulos do joelho quando o pé sai do solo e chega ao solo (Joelho *foot off* e Joelho Fapo solo, respetivamente) e para a funcionalidade do membro não-parético estar mais relacionada com as articulações proximais, em especial com os parâmetros biomecânicos de extensão máxima da anca na fase de apoio e fase de apoio unipodal (Anca Fapo ext max e Anca fap unip ext, respetivamente), ângulo da anca quando o pé sai do solo (anca *foot off*) e rotação máxima da bacia (bacia rot max).

A anca tem um papel muito importante na mobilidade, concedendo suporte dinâmico do peso corporal e atuando como facilitadora da transferência de força e carga para as extremidades inferiores. Os pacientes hemiparéticos inclinam o corpo para o lado saudável de modo a procurar uma melhor base de apoio e uma distribuição mais eficiente do peso e a “poupar” o lado parético. Tendo em conta que a articulação da anca tem a função de atuar como suporte dinâmico do peso corporal, é compreensível que esta seja a mais importante para atingir maiores velocidades no lado não-parético, pois este lado tem a responsabilidade de suportar a maior parte do peso corporal.

Por outro lado, na marcha hemiparética, a dorsiflexão do tornozelo na fase de apoio costuma ser menor e o joelho costuma estar em hiperextensão na fase de apoio e ter uma flexão reduzida na fase balanço. Se o comportamento do tornozelo e do joelho se aproximasse mais do considerado normal, ou seja, se a dorsiflexão do tornozelo na fase de apoio fosse maior, o joelho tivesse uma extensão menos acentuada na fase de apoio, chegando ao instante de *foot off* com um maior valor de flexão, e, conseqüentemente, a sua flexão fosse maior na fase de balanço, a marcha do paciente seria mais funcional. Assim, faz sentido que os parâmetros referidos sejam os que contribuem para uma velocidade maior no membro parético.

CONCLUSÕES E PERSPETIVAS FUTURAS

A análise biomecânica da marcha é um processo muito subjetivo e extenso. Como tal, os objetivos deste projeto passaram por tornar este processo mais objetivo e mais célere para os profissionais do Laboratório de Marcha do Centro de Medicina de Reabilitação de Alcoitão. Foi, então, desenvolvida uma plataforma de cálculo e extração de parâmetros biomecânicos. Os parâmetros extraídos foram estudados de forma a perceber a sua relação com a velocidade dos pacientes com hemiparesia.

Com o desenvolvimento da plataforma durante o decorrer deste projeto, o processo de análise biomecânico da marcha foi, de facto, tornado num processo mais quantitativo, resultando numa forma mais sistematizada de avaliar a situação do paciente. Esta plataforma veio facilitar o trabalho dos profissionais de saúde e permitir-lhes uma análise mais quantitativa dos dados recolhidos durante o exame de marcha. Aliás, esta poderá ser também usada noutros contextos clínicos que tenham um laboratório de marcha, desde que receba ficheiros em formato *.csv*. A plataforma desenvolvida é também importante pois permite uma monitorização padronizada ao longo do tempo, permitindo adaptar as metodologias de intervenção às necessidades clínicas do paciente.

Para além do objetivo que foi atingido com o desenvolvimento da plataforma, o outro objetivo passou por perceber a relação entre os parâmetros biomecânicos extraídos e a funcionalidade da marcha dos indivíduos hemiparéticos, e também entre as assimetrias destes parâmetros e a funcionalidade da marcha.

Verificou-se que as assimetrias dos parâmetros biomecânicos dos pacientes são maioritariamente superiores a 6%, o que está de acordo com a literatura.

Não foram encontradas diferenças estatisticamente relevantes entre as assimetrias calculadas para os pacientes com hemiparesia esquerda e com hemiparesia direita, o que leva a crer que o hemisfério afetado não é relevante para este tópico.

A relação entre a velocidade e as assimetrias não é uma relação forte. Não se pode

afirmar que quanto menores forem as assimetrias maior será a velocidade, ou que quanto maiores forem as assimetrias menor será a velocidade. Pode, sim, dizer-se que parece existir uma certa tendência para isto acontecer. Assim, concluiu-se que as assimetrias dos parâmetros biomecânicos podem ser usadas como um parâmetro de diagnóstico de disfuncionalidades na marcha, mas não parecem ser um bom indicador de funcionalidade. Seria interessante ter outro indicador de funcionalidade que fosse mais robusto do que a velocidade para se poder realizar o mesmo estudo.

Em ambos os tipos de hemiparesia (esquerda e direita), os indicadores que se relacionam com a velocidade são, do membro parético, os parâmetros biomecânicos de flexão máxima do tornozelo na fase de apoio e na fase de apoio unipodal (Torn fapo dorsiflex e Torn fap unip flex, respetivamente), flexão máxima do joelho na fase oscilante (Joelho fosc flex max) e ângulos do joelho quando o pé sai do solo e chega ao solo (Joelho *foot off* e Joelho Fapo solo, respetivamente); do membro não-parético, os parâmetros biomecânicos de extensão máxima da anca na fase de apoio e na fase de apoio unipodal (Anca Fapo ext max e Anca fap unip ext, respetivamente), ângulo da anca quando o pé sai do solo (anca *foot off*) e rotação máxima da bacia (bacia rot max). Estes resultados sugerem que a funcionalidade do membro parético depende mais do comportamento das articulações distais (joelho e tornozelo) e que a funcionalidade do membro não-parético depende mais do comportamento das articulações proximais (anca). Estes resultados são originais, não tendo sido encontrada informação semelhante em relação a este assunto na bibliografia.

6.1 Limitações/Perspetivas Futuras

Como limitações neste projeto destacam-se a falta de dados de pacientes sem patologia e a falta da medição da independência funcional (MIF) no momento da recolha dos dados relacionados com a marcha.

Teria sido interessante para este projeto, para além da amostra dos 59 pacientes com hemiparesia, ter também uma amostra com a mesma dimensão de indivíduos sem patologia de modo a poder fazer-se comparações entre os pacientes com hemiparesia e os indivíduos sem patologia, usando os dados dos pacientes sem patologia como os valores normativos. A literatura é um pouco escassa neste sentido, principalmente em relação aos parâmetros cinemáticos e dinâmicos solicitados.

A escala de Medida da Independência Funcional (MIF) avalia a funcionalidade motora e cognitiva num total de 18 itens que incluem a capacidade que o paciente tem de comer e vestir-se com independência, compreender o que lhe dizem e a sua interação social. Estes itens são avaliados de 1 (requere assistência total) a 7 (completamente independente) [68]. No CMRA, esta medição é apenas feita aos pacientes internados a meio do tratamento. Se esta medição fosse efetuada a todos os pacientes que realizam a avaliação da marcha, no próprio dia em que a realizam, poderia ter sido estudada a sua relação com a velocidade para se poder confirmar se a velocidade é, de facto, um indicador de funcionalidade.

Ambas as limitações mencionadas podem ser interpretadas como perspetivas de trabalho futuro. Isto é, seria interessante haver uma continuação deste projeto com dados de indivíduos sem patologia e indivíduos com hemiparesia. Seria também de valor o CMRA passar a fazer a recolha da MIF a todos os pacientes que passam pelo Laboratório de Marcha, sempre que estes realizam um exame de marcha.

Espera-se que, no futuro, através da ferramenta desenvolvida, o Laboratório de Marcha do CMRA tenha a possibilidade de vir a desenvolver muitos outros estudos quantitativos com pacientes de AVC ou com outras patologias.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Centro de Medicina de Reabilitação de Alcoitão, *Meios Complementares de Diagnóstico - CMRA*. URL: <http://cmra.pt/servicos-clinicos/meios-comp-diagnostico/> (acedido em 06/06/2020).
- [2] P. J. Westphal, J. Ferreira, V. M. Schimit, F. Cecheti, L. V. Bonetti e R. Saccani, “Análise cinemática da marcha em indivíduos com hemiparesia espástica após acidente vascular cerebral”, *Scientia Medica*, vol. 26, n.º 2, pp. 1–7, 2016. DOI: 10.15448/1980-6108.2016.2.22776.
- [3] C. Kirtley, *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*, 1ª ed., R. Edwards, ed., 3. London: Elsevier Ltd, 2006, vol. 3. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.physio.2006.03.002>.
- [4] C. Beyaert, R. Vasa e G. E. Frykberg, “Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies”, *Neurophysiologie Clinique*, vol. 45, n.º 4-5, pp. 335–355, 2015. DOI: 10.1016/j.neucli.2015.09.005.
- [5] A. Guzik, A. Wolan-Nieroda e K. Walicka-Cupryś, “Gait in patients with stroke-related hemiparesis and methods of gait assessment”, *Medical Review*, vol. 14, n.º 2, pp. 220–224, 2016. DOI: 10.15584/medrev.2016.2.8.
- [6] B. Balaban e F. Tok, “Gait Disturbances in Patients With Stroke”, *American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 6, n.º 7, pp. 1–8, 2014. DOI: 10.1016/j.pmrj.2013.12.017.
- [7] S. Nadeau, “Understanding Spatial and Temporal Gait Asymmetries in Individuals Post Stroke”, *International Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, vol. 02, n.º 03, 2014. DOI: 10.4172/2329-9096.1000201.
- [8] S. Nadeau, M. Betschart e F. Bethoux, “Gait analysis for poststroke rehabilitation: The relevance of biomechanical analysis and the impact of gait speed”, *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, vol. 24, n.º 2, pp. 265–276, 2013. DOI: 10.1016/j.pmr.2012.11.007.
- [9] K. K. Patterson, I. Parafianowicz, C. J. Danells et al., “Gait Asymmetry in Community-Ambulating Stroke Survivors”, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 89, n.º 2, pp. 304–310, 2008. DOI: 10.1016/j.apmr.2007.08.142.

- [10] C. Iwabe, M. a. D. R. Diz e D. P. Barudy, “Análise cinemática da marcha em indivíduos com Acidente Vascular Encefálico”, *Revista Neurociencias*, vol. 16, n.º 4, pp. 292–296, 2008. DOI: 10.15448/1980-6108.2016.2.22776.
- [11] R. W. Bohannon, “Population representative gait speed and its determinants”, *Journal of Geriatric Physical Therapy*, vol. 31, n.º 2, pp. 49–52, 2008. DOI: 10.1519/00139143-200831020-00002.
- [12] G. D. Fulk, M. Ludwig, K. Dunning, S. Golden, P. Boyne e T. West, “Estimating clinically important change in gait speed in people with stroke undergoing outpatient rehabilitation”, *Journal of Neurologic Physical Therapy*, vol. 35, n.º 2, pp. 82–89, 2011. DOI: 10.1097/NPT.0b013e318218e2f2.
- [13] M. W. Whittle, “Basic Sciences”, em *An Intro*, M. Whittle, ed., 4ª ed., Butterworth-Heinemann, 2007, cap. 1, pp. 1–45. DOI: 10.1016/B978-0-7506-8883-3.50006-4.
- [14] Physiopedia, *Pelvis*. URL: <https://physio-pedia.com/Pelvis> (acedido em 01/06/2020).
- [15] C. L. Lewis, N. M. Laudicina, A. Khuu e K. L. Loverro, “The Human Pelvis: Variation in Structure and Function During Gait”, *Anatomical Record*, vol. 300, n.º 4, pp. 633–642, 2017. DOI: 10.1002/ar.23552.
- [16] J. G. Webster, Z. O. Abu-Faraj, G. F. Harris, P. A. Smith e S. Hassani, “Human gait and Clinical Movement Analysis”, *Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering*, n.º March 2019, pp. 1–34, 2015. DOI: 10.1002/047134608x.w6606.pub2.
- [17] Orthoinfo e American Academy of Orthopaedic Surgeons, *Pelvic Fractures*. URL: <https://orthoinfo.aaos.org/en/diseases--conditions/pelvic-fractures/> (acedido em 06/06/2020).
- [18] Physiopedia, *Hip Anatomy*. URL: https://physio-pedia.com/Hip{_}Anatomy (acedido em 01/06/2020).
- [19] Teach Me Anatomy, *The Hip Joint*. URL: <https://teachmeanatomy.info/lower-limb/joints/hip-joint/> (acedido em 01/06/2020).
- [20] Kenhub, *Hip joint: Bones, movements, muscles*. URL: <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/hip-joint> (acedido em 25/09/2020).
- [21] Orthoinfo e American Academy of Orthopaedic Surgeons, *Osteonecrosis of the hip*. URL: <https://orthoinfo.aaos.org/en/diseases--conditions/osteonecrosis-of-the-hip> (acedido em 06/06/2020).
- [22] How To Relief, *Hip Joint : Anatomy, Movement & Muscle involvement*. URL: <https://www.howtorelief.com/hip-joint-anatomy/> (acedido em 01/06/2020).
- [23] Radiology Key, *Infant and pediatric hip*. URL: <https://radiologykey.com/infant-and-pediatric-hip/> (acedido em 10/10/2020).

- [24] Physiopedia, *Knee*. URL: <https://physio-pedia.com/Knee> (acedido em 01/06/2020).
- [25] Teach Me Anatomy, *The Knee Joint*. URL: <https://teachmeanatomy.info/lower-limb/joints/knee-joint/> (acedido em 01/06/2020).
- [26] Physiopedia, *Ankle Joint*. URL: https://physio-pedia.com/Ankle_\}Joint (acedido em 01/06/2020).
- [27] Teach Me Anatomy, *The Ankle Joint*. URL: <https://teachmeanatomy.info/lower-limb/joints/ankle-joint> (acedido em 10/07/2020).
- [28] C. L. Rico, “Marcha normal e patológica: Estudo teórico e experimental de uma ortótese de tornozelo e pé”, tese de doutoramento, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, 2014.
- [29] Kenhub, *Ankle joint: Anatomy, bones, ligaments and movements*. URL: <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/the-ankle-joint> (acedido em 25/10/2020).
- [30] AnatomyZone, *Inversion of the Foot*. URL: <http://anatomyzone.com/anatomy-feed/inversion-foot/> (acedido em 10/07/2020).
- [31] J. P. Dormans, “Normal gait”, em *Orthopedic Management of Children with Cerebral Palsy*, 3, F. Canavese e J. Deslandes, eds., 1ª ed., vol. 40, Geneva: Nova Science Publishers, Inc., 2015, cap. 16, pp. 199–213. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0031-3955\(16\)38556-X](https://doi.org/10.1016/S0031-3955(16)38556-X).
- [32] D. Levine, J. Richards e M. W. Whittle, “Normal gait”, em *An Introduction to Gait Analysis*, J. Richards, D. Levine e M. Whittle, eds., 5ª ed., London: Churchill Livingstone, 2012, cap. 2, pp. 47–100.
- [33] R. Baker, *Measuring Walking: A Handbook of Clinical Gait Analysis (2013)*, H. M. Hart, ed. London: Mac Keith Press, 2013.
- [34] A. Ancillao, *Methods for gait analysis*, 1ª ed., J. Zacprzyk, ed. Warsaw: Springer, 2018. DOI: https://doi.org/10.1007/978-3-319-67437-7_1.
- [35] K. Schweizer, “Principles of pathological gait”, tese de doutoramento, Basel University, Freiburg am Breisgau, 2013.
- [36] VICON, *About Us*. URL: <http://www.vicon.com/about-us/> (acedido em 10/07/2020).
- [37] W. Pirker e R. Katzenschlager, “Gait disorders in adults and the elderly: A clinical guide”, *The Central European Journal of Medicine*, vol. 129, n.º 3-4, pp. 81–95, 2017. DOI: [10.1007/s00508-016-1096-4](https://doi.org/10.1007/s00508-016-1096-4).
- [38] L. H. Sloot e M. M. van der Krogt, “Interpreting Joint Moments and Powers in Gait”, em *Handbook of Human Motion*, B. Müller e S. Wolf, eds., London: Springer, Cham, 2018, cap. 8, pp. 625–643. DOI: https://doi.org/10.1007/978-3-319-14418-4_32.

- [39] M. A. Sherman, A. Seth e S. L. Delp, “What is a moment arm? Calculating muscle effectiveness in biomechanical models using generalized coordinates”, em *ASME 2013 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*, 2013, pp. 1–18. DOI: 10.1115/DETC2013-13633.WHAT.
- [40] American stroke association, *About stroke*. URL: <https://www.stroke.org/en/about-stroke> (acedido em 06/06/2020).
- [41] Ada, *Acidente vascular cerebral isquêmico*. URL: <https://ada.com/pt/conditions/ischemic-stroke/> (acedido em 10/07/2020).
- [42] Medical News Today, *Medical and health information*. URL: <https://www.medicalnewstoday.com/> (acedido em 10/07/2020).
- [43] S. Li, G. E. Francisco e P. Zhou, “Post-stroke hemiplegic gait: New perspective and insights”, *Frontiers in Physiology*, vol. 9, n.º AUG, pp. 1–8, 2018. DOI: 10.3389/fphys.2018.01021.
- [44] L. L. M. e. Silva, C. E. M. de Moura e J. R. P. de Godoy, “A marcha no paciente hemiparético”, *Universitas: Ciências da Saúde*, vol. 3, n.º 2, pp. 261–273, 2008. DOI: 10.5102/ucs.v3i2.559.
- [45] L. A. Luengas, E. Camargo e G. Sanchez, “Modeling and simulation of normal and hemiparetic gait”, *Frontiers of Mechanical Engineering*, vol. 10, n.º 3, pp. 233–241, 2015. DOI: 10.1007/s11465-015-0343-0.
- [46] L. R. Sheffler e J. Chae, “Hemiparetic Gait”, *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, vol. 26, n.º 4, pp. 611–623, 2015. DOI: 10.1016/j.pmr.2015.06.006.
- [47] T. Ramakrishnan, S. H. Kim, K. B. Reed e M. Johnson, “Human Gait Analysis Metric for Gait Retraining”, *Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 2019, 2019. DOI: 10.1155/2019/1286864.
- [48] D. H. Sutherland, “The evolution of clinical gait analysis part 1: Kinesiological EMG”, *Gait and Posture*, vol. 14, n.º 1, pp. 61–70, 2001. DOI: 10.1016/S0966-6362(01)00100-X.
- [49] S. R. Simon, “Quantification of human motion: Gait analysis - Benefits and limitations to its application to clinical problems”, *Journal of Biomechanics*, vol. 37, n.º 12, pp. 1869–1880, 2004. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2004.02.047.
- [50] K. K. Patterson, W. H. Gage, D. Brooks, S. E. Black e W. E. McIlroy, “Changes in gait symmetry and velocity after stroke: A cross-sectional study from weeks to years after stroke”, *Neurorehabilitation and Neural Repair*, vol. 24, n.º 9, pp. 783–790, 2010. DOI: 10.1177/1545968310372091.

- [51] C. M. Kim e J. J. Eng, "Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke", *Gait and Posture*, vol. 18, n.º 1, pp. 23–28, 2003. DOI: 10.1016/S0966-6362(02)00122-4.
- [52] E. J. Roth, C. Merbitz, K. Mroczek, S. A. Dugan e W. W. Suh, "Hemiplegic gait: Relationships between walking speed and other temporal parameters", *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 76, n.º 2, pp. 128–133, 1997. DOI: 10.1097/00002060-199703000-00008.
- [53] M. P. Griffin, S. J. Olney e I. D. McBride, "Role of symmetry in gait performance of stroke subjects with hemiplegia", *Gait and Posture*, vol. 3, n.º 3, pp. 132–142, 1995. DOI: 10.1016/0966-6362(95)99063-0.
- [54] E. B. Titianova e I. M. Tarkka, "Asymmetry in walking performance and postural sway in patients with chronic unilateral cerebral infarction", *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 32, n.º 3, pp. 236–244, 1995.
- [55] C. Y. Chen, P. W. H. Hong, C. L. Chen et al., "Ground reaction force patterns in stroke patients with various degrees of motor recovery determined by plantar dynamic analysis", *Chang Gung Medical Journal*, vol. 30, n.º 1, pp. 62–72, 2007.
- [56] VICON, *Lower Body Modeling with Plug-in Gait*, 2016. URL: <https://docs.vicon.com/display/Nexus210/Lower+body+modeling+with+Plug-in+Gait><https://docs.vicon.com/display/Nexus25/PDF+downloads+for+Vicon+Nexus?preview=/50888706/50889377/Plug-inGaitReferenceGuide.pdf> (acedido em 13/11/2020).
- [57] VICON, *Nexus Documentation*. URL: <https://docs.vicon.com/display/Nexus29/> (acedido em 10/07/2020).
- [58] VICON, *Lower body angles as output from Plug-in Gait*, 2019. URL: <https://docs.vicon.com/display/Nexus210/Lower+body+angles+as+output+from+Plug-in+Gait> (acedido em 13/11/2020).
- [59] Britannica, *Student's t-test*. URL: <https://www.britannica.com/science/Students-t-test> (acedido em 01/09/2020).
- [60] Statistics How To, *Non Normal Distribution*. URL: <https://www.statisticshowto.com/probability-and-statistics/non-normal-distributions/> (acedido em 01/09/2020).
- [61] Bozeman Science, *T-student test*. URL: <http://www.bozemanscience.com/> (acedido em 01/09/2020).
- [62] A. Ghasemi e S. Zahediasl, "Normality tests for statistical analysis: A guide for non-statisticians", *International Journal of Endocrinology and Metabolism*, vol. 10, n.º 2, pp. 486–489, 2012. DOI: 10.5812/ijem.3505.

BIBLIOGRAFIA

- [63] Statistics Laerd, *Testing for Normality using SPSS Statistics when you have only one independent variable*. URL: <https://statistics.laerd.com/spss-tutorials/testing-for-normality-using-spss-statistics.php> (acedido em 01/09/2020).
- [64] Statistics Solutions, *Correlation (Pearson, Kendall, Spearman)*. URL: <https://www.statisticssolutions.com/correlation-pearson-kendall-spearman/> (acedido em 01/09/2020).
- [65] Statistics Laerd, *Spearman's Rank-Order Correlation - A guide to when to use it, what it does and what the assumptions are*. URL: <https://statistics.laerd.com/statistical-guides/spearman-s-rank-order-correlation-statistical-guide.php> (acedido em 01/09/2020).
- [66] Geography Field Work, *Spearman's Rank Calculator: Rs, p-value, Scatter Graph and Conclusion*. URL: <https://geographyfieldwork.com/SpearmanRankCalculator.html> (acedido em 01/09/2020).
- [67] Investopedia, *Coefficient of Determination: Overview*. URL: <https://www.investopedia.com/terms/c/coefficient-of-determination.asp> (acedido em 01/09/2020).
- [68] L. Ferrucci, C. Koh, S. Bandinelli e J. M. Guralnik, *Disability, functional status, and activities of daily living*, 2007. DOI: 10.1016/B0-12-370870-2/00075-5.

A P Ê N D I C E



MANUAL DE UTILIZAÇÃO

Índice

A.1 Introdução	79
A.1.1 Condições para o programa funcionar	79
A.1.2 Modo de instalação	79
A.2 Menu principal	79
A.3 Descrição dos parâmetros calculados pela interface	83
A.4 Visualização dos parâmetros	89

A.1 Introdução

O programa *Rehab_Gait* foi desenvolvido no âmbito da dissertação final do Mestrado em Engenharia Biomédica e tem como objetivo facilitar a análise da marcha dos pacientes com hemiparesia do Centro de Medicina de Reabilitação do Alcoitão, torná-la mais objetiva e um processo mais rápido.

Esta interface pressupõe a importação de ficheiros *.csv* provenientes do *software* VI-CON NEXUS® e, após a sua introdução, é possível visualizar e guardar os parâmetros desejados, que são calculados pelo programa desenvolvido.

A.1.1 Condições para o programa funcionar

Para que o programa funcione corretamente, a marcação correta dos eventos *foot strike* e *foot off* é essencial. Caso contrário, não é possível fazer o cálculo dos parâmetros. Para além disso, se for pretendido guardar os parâmetros calculados num ficheiro Excel já existente, o mesmo não pode estar aberto pois não é possível escrever num ficheiro Excel aberto.

A.1.2 Modo de instalação

Para o programa funcionar são necessárias dois ficheiros: a aplicação *MCRInstaller* e a aplicação *Rehab_Gait*, sendo que esta última corresponde ao programa em si.

Antes de correr o programa pela primeira vez, é necessário fazer a instalação da aplicação *MCRInstaller*, o que pode demorar alguns minutos. Após finalizada a instalação desta, poderá correr o programa *Rehab_Gait*, clicando no ícone deste.

IMPORTANTE: A aplicação *MCRInstaller* só necessita de ser instalada na primeira utilização. Nas restantes utilizações, apenas necessita de correr a aplicação *Rehab_Gait*.

A.2 Menu principal

Ao inicializar o programa, será aberta a janela do Menu Principal onde pode preencher os dados do paciente, escrever alguma observação que achar relevante relativa ao paciente, importar os ficheiros, escolher o membro a observar, os parâmetros a calcular e visualizá-los ou guardá-los automaticamente sem os visualizar (ver figura A.1).

1. Comece por preencher os dados do paciente que achar importantes. Nenhum dos campos é de preenchimento obrigatório.
 - **ID:** cada paciente tem um número de identificação (ID) único associado. Neste campo pode identificar o paciente pelo seu ID;
 - **Idade:** preencha este campo com a idade do paciente;
 - **Sexo:** escolha a opção “M” se o paciente for do sexo masculino ou a opção “F” se for do sexo feminino;

The screenshot shows the main menu of the platform. At the top, there are logos for FCT (Faculdade de Ciências e Tecnologia) and the Centro de Medicina de Reabilitação de Alameda. The title bar reads 'ANÁLISE BIOMECÂNICA DA MARCHA EM PACIENTES COM AVC'. Below this, there is a form for entering patient data, labeled '1'. The form includes fields for ID, IDADE (Age), SEXO (Sex), ALTURA (Height), MASSA (Mass), IMC (BMI), AUXILIAR DE MARCHA (Gait Aids), OBSERVAÇÕES (Observations), and LADO HEMIPARÉTICO (Hemiparetic Side). Below the form, there are buttons for 'SELECIONAR FICHEIRO' (File Selection), 'TIPO DE TRIAL' (Trial Type), 'TIPO DE ANÁLISE' (Analysis Type), 'VISUALIZAR PARÂMETROS' (View Parameters), and 'OBTER FICHEIRO EXCEL' (Get Excel File). The buttons are numbered 2 through 6. The bottom of the screen shows the copyright information: 'Copyright © Sara Dimas - FCT NOVA'.

Figura A.1: Janela de visualização do Menu Principal da plataforma.

- **Altura:** preencha este campo com a altura em centímetros do paciente;
- **Massa:** preencha este campo com a massa em quilogramas do paciente;
- **IMC:** este campo não necessita de preenchimento. O cálculo do Índice de Massa Corporal é efetuado automaticamente com a altura e massa do paciente, sendo disponibilizado neste campo;
- **Auxiliar de marcha:** escolha a opção “S” se o paciente tiver usado um auxiliar de marcha durante a realização dos exames. Caso contrário, escolha a opção “N”;
- **Observações:** este é um campo livre que pode ser preenchido com informação extra;
- **Lado hemiparético:** este menu *dropdown* serve para auxiliar a visualização dos dados. Se não for escolhida nenhuma opção, os dados aparecerão como dados do membro inferior esquerdo (“ESQ”) ou do membro inferior direito (“DIR”); se for escolhida a segunda opção, os dados aparecerão como dados do membro inferior hemiparético (“Lado hemiparético (ESQ)”) ou do membro inferior não-hemiparético (“Lado não-hemiparético (DIR)”); se for escolhida a terceira opção, os dados aparecerão como dados do membro inferior não-hemiparético (“ESQ”) ou dados do membro inferior hemiparético (“Lado hemiparético (DIR)”) (ver figura A.2);

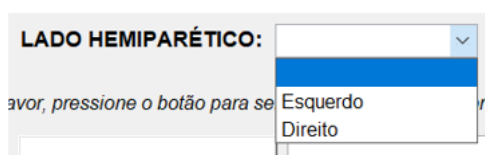


Figura A.2: Menu *dropdown* de escolha do lado hemiparético.

2. Pressione o botão “Selecionar ficheiro” para importar o ficheiro ou os ficheiros que pretende analisar.
 - Os ficheiros escolhidos têm de ser ficheiros com formato *.csv* provenientes do *software* VICON NEXUS®;
 - Os ficheiros podem encontrar-se em qualquer pasta do computador, mas, se forem escolhidos vários ficheiros, estes têm de estar todos contidos na mesma pasta.
3. Escolha o tipo de *trial* que está a analisar. A primeira opção diz respeito a ambos os membros inferiores (“Esq + Dir”); a segunda opção diz respeito apenas ao membro inferior esquerdo (“Esq”); a terceira opção diz respeito apenas ao membro inferior direito (“Dir”) (ver figura A.3).
4. Escolha o tipo de análise que pretende efetuar, ou seja, os parâmetros que deseja que sejam calculados (ver figura A.3).
 - 1ª opção: **Cinemática**. Se escolher esta opção serão calculados apenas os parâmetros da análise cinemática. Por vezes ocorrem erros durante o exame e a plataforma de forças pode não adquirir os dados corretamente. Nesses casos, o *trial* em questão fica marcado no relatório como “Dados consistentes para características críticas e cinemáticas” para que se saiba que é útil para retirar todos os parâmetros (espácio-temporais e cinemáticos) exceto os dinâmicos;
 - 2ª opção: **Cinemática + GRF**. Se escolher esta opção serão calculados os parâmetros da análise cinemática e dinâmica. Quando os dados da plataforma de forças são adquiridos corretamente, o *trial* em questão fica marcado no relatório como “Consistente para características críticas, cinemáticas e FRA/GRF. (força reativa do apoio)” para que se saiba que é útil para retirar todos os parâmetros (espácio-temporais, cinemáticos e dinâmicos).

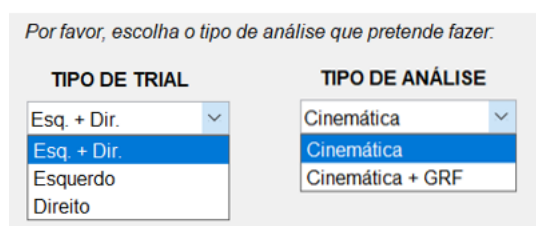


Figura A.3: Menus *dropdown* da escolha do tipo de *trial* e do tipo de análise.

5. Pressione o botão “Visualizar parâmetros” se pretender visualizar os parâmetros numa tabela.
 - Se por algum motivo não estiver nenhum ficheiro selecionado, aparecerá uma mensagem de erro a dizer “Por favor escolha um ficheiro” e não será possível prosseguir (ver figura A.4). Pressione o botão “OK” para a mensagem de erro desaparecer do ecrã e pressione o botão “Selecionar ficheiro” para importar o ficheiro e resolver o problema.

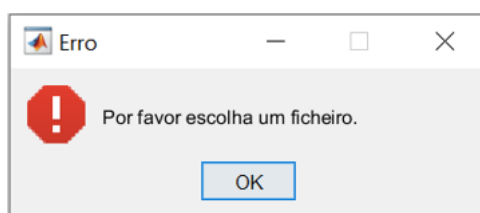


Figura A.4: Mensagem de erro referente à falta de importação de um ficheiro.

6. Se pretender guardar logo os parâmetros num ficheiro Excel em vez de os visualizar, pressione o botão “Obter ficheiro Excel”.
 - Se por algum motivo não estiver nenhum ficheiro selecionado, aparecerá uma mensagem de erro a dizer “Por favor escolha um ficheiro” e não será possível prosseguir (ver figura A.4). Pressione o botão “OK” para a mensagem de erro desaparecer do ecrã e pressione o botão “Selecionar ficheiro” para importar o ficheiro e resolver o problema.
 - Pode criar um ficheiro Excel novo ou usar um ficheiro Excel já existente;
 - Se optar pela última opção, tem de garantir que o ficheiro não está aberto. Aparecerá uma mensagem a perguntar se deseja substituir o ficheiro já existente, deverá carregar na opção “Sim” (ver figura A.5.)

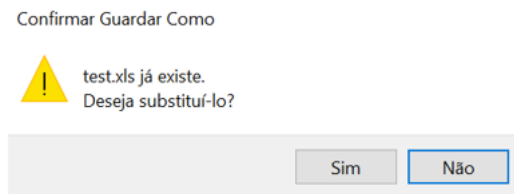


Figura A.5: Mensagem que aparece quando o utilizador escolhe guardar a informação num ficheiro já existente.

A.3 Descrição dos parâmetros calculados pela interface

IMPORTANTE:

- Para facilitar a compreensão das figuras, tudo o que corresponde ao membro inferior esquerdo estará representado a vermelho e tudo o que corresponde ao membro inferior direito estará representado a azul;
- Cada *trial* pode conter informação de apenas um ciclo de marcha, mas o mais habitual é conter informação de vários ciclos de marcha. Assim, todos os parâmetros calculados são primeiro calculados para cada ciclo de marcha e o parâmetro propriamente dito consiste na média dos valores calculados para cada ciclo;
- A marcação dos eventos de *foot strike* e de *foot off* são essenciais;
- Um ciclo de marcha corresponde ao intervalo entre um *strike* de um pé e o *strike* seguinte desse mesmo pé;
- Alguns parâmetros são da fase oscilante (Fosc), fase de apoio (Fapo) ou fase de apoio unipodal (Fap unip). A fase oscilante (fase de balanço) corresponde aos instantes entre um evento *foot off* e o seguinte evento *foot strike* do mesmo pé; a fase de apoio corresponde aos instantes entre um evento *foot strike* e o seguinte evento *foot off* do mesmo pé; a fase de apoio unipodal (fap unip) pressupõe que apenas um dos pés está em contacto com o chão, o que significa que o pé em estudo tem de estar no intervalo entre *foot strike* e *foot off* e o pé oposto tem de estar no intervalo entre *foot off* e *foot strike*.

Na figura A.6 podemos ver um exemplo da marcação dos eventos. Podemos concluir que para o membro inferior esquerdo existem 3 ciclos de marcha completos, 4 fases de apoio (apesar de a última fase de apoio não estar dentro de um ciclo de marcha completo, esta foi utilizada para efetuar cálculos), 3 fases oscilantes e 3 fases de apoio unipodal. Para o membro inferior direito existem 3 ciclos de marcha completos, 3 fases de apoio, 3 fases oscilantes e 3 fases de apoio unipodal.

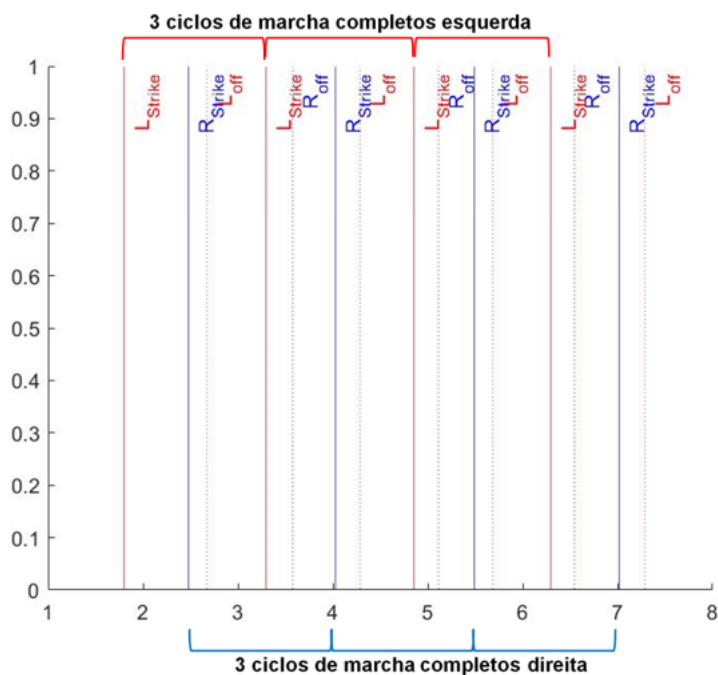


Figura A.6: Exemplo da marcação dos eventos de *foot strike* e *foot off* para o membro inferior esquerdo e direito de um *trial* de um paciente (o que está a vermelho corresponde ao membro inferior esquerdo e o que está a azul corresponde ao membro inferior direito).

De entre os vários parâmetros solicitados, alguns já se encontram no ficheiro *.csv* do *trial* extraído do *software* VICON NEXUS®, pelo que não é necessário efetuar cálculos. Estes são os seguintes parâmetros espaço-temporais:

- **Cadência** (passos/min);
- **Double support** (s) – Apoio bipodal - tempo passado em duplo apoio (ambos os pés em contacto com o chão);
- **Foot off** (%) – percentagem do ciclo em que o pé está fora do chão;
- **Opposite foot contact** (%) – Contacto do pé oposto – percentagem do ciclo em que o pé oposto está em contacto com o chão;
- **Opposite foot off** (%) – *Foot off* do pé oposto – percentagem do ciclo em que o pé oposto está fora do chão;
- **Single support** (s) – Apoio unipodal – tempo passado em apoio unipodal (apenas um pé em contacto com o chão);
- **Step length** (m) – Comprimento do passo;
- **Step time** (s) – Tempo de duração do passo;

-
- **Stride length** (m) – Comprimento do ciclo;
 - **Stride time** (s) – Tempo de duração do ciclo;
 - **Walking speed** (m/s) – Velocidade da marcha

No entanto, para a obtenção da maioria dos parâmetros são necessários cálculos. Destes fazem parte o parâmetro espacial *step width* (m) – largura do passo – e o *limp index* (índice de “coxear”).

- A **largura do passo** (*step width*) é a distância entre as articulações do tornozelo. Este parâmetro foi então calculado como a diferença em *y* entre as marcas LANK (marcha do tornozelo esquerdo) e RANK (marca do tornozelo direito) num instante de *foot strike*.
- O **limp index** dá uma ideia da simetria da marcha. Por exemplo, se um membro tem um *limp index* de 1,2, significa que está 20% a mais que o oposto em contacto com o chão. Sendo este índice a razão entre o tempo que um membro está em contacto com o chão e o tempo que o membro oposto está em contacto com o chão, o que é equivalente à razão entre a percentagem do ciclo em que um membro está fora do chão e a percentagem do ciclo em que o membro oposto está fora do chão, ou seja, é a razão entre o *foot off* do membro em estudo e o *foot off* do membro oposto.

Para além destes, os restantes parâmetros cinemáticos e dinâmicos necessitam de ser calculados.

Parâmetros cinemáticos:

- **Bacia Fosc tilt máximo/Bacia Fosc tilt max** (*tilt* máximo da bacia na fase oscilante) – máximo da componente em *x* de *PelvisAngles* na fase oscilante;
- **Bacia rotação máxima/Bacia rot máx** (rotação máxima da bacia) – máximo da componente em *z* de *PelvisAngles*;
- **Bacia rotação mínima/Bacia rot min** (rotação mínima da bacia) – mínimo da componente em *z* de *PelvisAngles*;
- **Bacia variação rotação/Var rot bacia** (variação da rotação da bacia) – amplitude de rotação da bacia, ou seja, a diferença entre a rotação máxima da bacia e a rotação mínima da bacia
- **Bacia Fosc obliq máx** (obliquidade máxima da bacia na fase oscilante) – máximo da componente em *y* de *PelvisAngles* na fase oscilante;
- **Anca Fosc flex máx** (flexão máxima da anca na fase oscilante) – máximo da componente em *x* de *HipAngles* na fase oscilante;

- **Anca Fapo ângulo de chegada ao solo/Anca Fapo solo** (ângulo em que a anca se encontra quando o pé chega ao solo na fase de apoio) – valor da componente em x de *HipAngles* nos instantes de *foot strike*;
- **Anca Fapo ext máx** (extensão máxima da anca na fase de apoio) – mínimo da componente em x de *HipAngles* na fase de apoio;
- **Anca ângulo Fmax Fap unip/Anca Fap unip flex** (flexão máxima da anca na fase de apoio unipodal) – máximo da componente em x de *HipAngles* na fase de apoio unipodal;
- **Anca ângulo Emax Fap unip /Anca Fap unip ext** (extensão máxima da anca na fase de apoio unipodal) – mínimo da componente em x de *HipAngles* na fase de apoio unipodal;
- **Anca ângulo foot off/Anca foot off** (ângulo em que a anca se encontra quando o pé sai do solo) – valor da componente em x de *HipAngles* em cada instante de *foot off*;
- **Joelho Fosc flex máx/Joelho Fosc Fmax** (flexão máxima do joelho na fase oscilante) – máximo da componente em x de *KneeAngles* na fase oscilante;
- **Joelho Fapo ângulo chegada ao solo/Joelho Fapo solo** (ângulo em que o joelho se encontra quando o pé toca no solo na fase de apoio) – valor da componente em x de *HipAngles* em cada instante de *foot strike*;
- **Joelho Fapo ext máx/Joelho Fap Emax** (extensão máxima do joelho na fase de apoio) – mínimo da componente em x de *KneeAngles* na fase de apoio;
- **%ciclo JFAEM** (percentagem do ciclo em que ocorre a extensão máxima do joelho durante a fase de apoio, ou seja, o parâmetro descrito acima) – calcula-se da mesma forma que %ciclo TFOFM com a diferença que procura a percentagem do ciclo onde ocorre o mínimo da componente em x de *KneeAngles* na fase de apoio;
- **Joelho ângulo foot off/Joelho foot off** (ângulo em que o joelho se encontra no instante em que o pé sai do chão) – valor da componente em x de *KneeAngles* em cada instante de *foot off*;
- **Tornozelo Fosc flex/dorsiflex max** (flexão/dorsiflexão máxima do tornozelo na fase oscilante) – máximo da componente em x de *AnkleAngles* na fase oscilante;
- **%ciclo TFOFM** (percentagem do ciclo em que ocorre a dorsiflexão máxima do tornozelo na fase oscilante) - Sabendo que um ciclo (100%) corresponde ao intervalo entre um *foot strike* de um pé e o *foot strike* seguinte desse mesmo pé, este parâmetro foi calculado com uma proporção direta. Com base no exemplo presente na figura A.7, o gráfico da flexão do tornozelo, é possível observar que existem 2 ciclos completos para o membro esquerdo: o primeiro ciclo completo inicia-se no instante 3,3

s e termina no instante 4,67 s, ou seja, o ciclo (100%) tem duração de 1,37 s e tem um pico máximo de dorsiflexão no instante 4,42 s. Como o ciclo não começa nos 0 s, é necessário subtrair 3,3 s (instante de contacto inicial do ciclo) a este valor, o que dá 1,12 s (corresponde a x% do ciclo). Assim, efetuando uma proporção direta, este pico ocorre a 81,75% do ciclo. Aplicando a mesma lógica para o segundo ciclo completo e efetuando a média, obtemos o valor deste parâmetro. Para o membro direito efetua-se o mesmo raciocínio.

- **Tornozelo Fapo ângulo chegada ao solo/Torn Fapo solo** (ângulo do tornozelo quando o pé toca no solo na fase de apoio) – valor da componente em x de *AnkleAngles* em cada instante de *foot strike*;
- **Tornozelo Fapo/fapo dorsiflex max** (flexão/dorsiflexão máxima do tornozelo na fase de apoio) – máximo da componente em x de *AnkleAngles* na fase de apoio;
- **%ciclo TFAFM** (percentagem do ciclo em que ocorre a dorsiflexão do tornozelo na fase de apoio, ou seja, o parâmetro descrito acima) - calcula-se da mesma forma que %ciclo TFOFM com a diferença que procura a percentagem do ciclo onde ocorre o máximo da componente em x de *AnkleAngles* na fase de apoio;
- **Tornozelo ângulo Fmax Fap Unip/Torn fap unip flex** (flexão/dorsiflexão máxima do tornozelo durante a fase de apoio unipodal) – máximo da componente em x de *AnkleAngles* na fase de apoio unipodal;
- **Tornozelo ângulo Emax Fap Unip/Torn fap unip ext** (extensão/flexão plantar máxima do tornozelo durante a fase de apoio unipodal) – mínimo da componente em x de *AnkleAngles*;
- **Tornozelo ângulo foot off/Torn foot off** (ângulo do tornozelo quando o pé sai do solo) – valor da componente em x de *AnkleAngles* em cada instante de *foot off*;
- **Movimento tornozelo Fap unip/Mov torn fap unip** (amplitude do movimento do tornozelo na fase de apoio unipodal) – amplitude de rotação do tornozelo, ou seja, diferença entre o máximo de rotação (máximo da componente em z de *AnkleAngles*) e o mínimo de rotação (mínimo da componente em z de *AnkleAngles*) na fase de apoio unipodal;
- **Movimento joelho Fap unip/Mov joelho fap unip** (amplitude do movimento do joelho na fase de apoio unipodal) – amplitude de rotação do joelho, ou seja, diferença entre a rotação máxima (máximo da componente em z de *KneeAngles*) e a rotação mínima (mínimo da componente em z de *KneeAngles*) na fase de apoio unipodal;
- **Movimento anca Fap unip/Mov anca Fap unip** (amplitude do movimento da anca na fase de apoio unipodal) – amplitude de rotação da anca, ou seja, diferença entre

a rotação máxima (máximo da componente em z de *HipAngles*) e a rotação mínima (mínimo da componente em z de *HipAngles*) na fase de apoio unipodal;

Parâmetros dinâmicos:

- **Força vertical máx pico1/GRF max pico1** (máximo do primeiro pico da força reativa do apoio) – máximo do primeiro pico da componente em z de *GroundReactionForce*;
- **Força vertical %ciclo pico1/ GRF %ciclo pico1** (percentagem do ciclo em que ocorre o o primeiro pico da força reativa do apoio, ou seja, o parâmetro descrito acima) - calcula-se da mesma forma que %ciclo TFOFM com a diferença que procura a percentagem do ciclo onde ocorre o máximo do primeiro pico da força reativa do apoio;
- **Potência máx tornozelo final apoio/Pot torn final apoio** (potência máxima do tornozelo no final da fase de apoio) – máximo da componente em z de *AnklePower* na fase de apoio final.

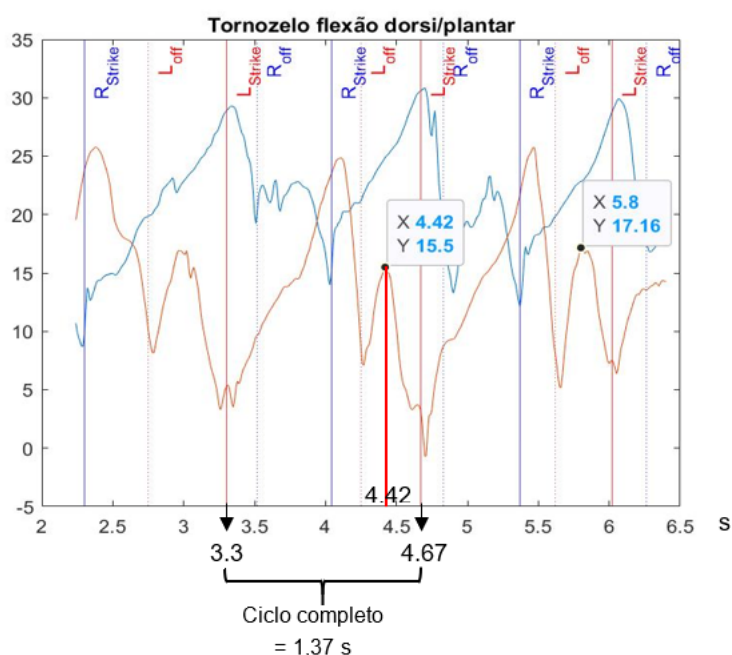


Figura A.7: Exemplo do gráfico da componente em x de *AnkleAngles* (dorsiflexão e flexão plantar) de um *trial* de um paciente com hemiparesia direita. A vermelho encontra-se representado o membro inferior esquerdo e a azul o membro inferior direito. As linhas verticais vermelhas representam os eventos de *foot strike* e *foot off* do membro inferior esquerdo e as linhas verticais azuis representam os eventos de *foot strike* e *foot off* do membro inferior direito.

A.4 Visualização dos parâmetros

Ao pressionar o botão “Visualizar parâmetros” no Menu Principal, abrirá uma nova janela com dois separadores:

- 1º separador: **Média trials**. Neste separador pode visualizar a média dos valores médios dos parâmetros de todos os *trials*.
- 2º separador: **Trials**. Neste separador pode visualizar a média de cada parâmetro para cada *trial* escolhido. Por exemplo, se tiver escolhido 2 *trials*, este separador vai conter uma tabela com 2 colunas por parâmetro.

No caso de ter escolhido no ponto 3 a primeira opção (“Esq.+Dir.”), aparecerão na tabela os parâmetros para o membro inferior esquerdo e para o membro inferior direito; se tiver escolhido a segunda opção (“Esq.”), aparecerão na tabela apenas os parâmetros para o membro inferior esquerdo; se tiver escolhido a última opção (“Dir.”), aparecerão na tabela apenas os parâmetros para o membro inferior direito.

As janelas de visualização dos parâmetros biomecânicos quando o utilizador escolhe fazer uma análise cinemática e dinâmica encontram-se nas figuras A.8, A.9, A.10 e A.11, sendo que, quando o utilizador escolhe fazer apenas uma análise cinemática, a janela de visualização será semelhante, apenas não terá a parte dinâmica.



Figura A.8: Exemplo prático do primeiro separador observado na Janela de Visualização obtida para um paciente com hemiparesia direita quando o utilizador escolhe visualizar os parâmetros cinemáticos e dinâmicos do membro inferior esquerdo.

LADO NÃO-HEMIPARÉTICO (ESQ)			
Parâmetros espaço-temporais			
Cadência (passos/min)	Esq.	Trial_118	Trial_120
	Dir.		
Double support (s)	Esq.		
	Dir.		
Foot off (%)	Esq.		
	Dir.		
Opp foot contact (%)	Esq.		
	Dir.		
Opp foot off (%)	Esq.		
	Dir.		
Single supp (s)	Esq.		
	Dir.		
Step length (m)	Esq.		
	Dir.		
Step time (s)	Esq.		
	Dir.		
Step width (m)	Esq.		
	Dir.		
Stride length (m)	Esq.		
	Dir.		
Stride time (s)	Esq.		
	Dir.		
Walking speed (m/s)	Esq.		
	Dir.		
Limp index	Esq.		
	Dir.		
Parâmetros cinemáticos			
Bacia rotação máx	Trial_118	Trial_120	
Bacia rotação min			
Bacia var rotação			
Bacia Fosc tilt máx			
Bacia Fosc obliq máx			
Anca Fosc flex máx			
Anca Fapo ext máx			
Anca ang. chegada solo			
Anca ang. foot off			
Joelho ang. chegada solo	Trial_118	Trial_120	
Joelho ang. foot off			
Joelho Fosc Fmáx			
Joelho Fap Emáx			
%ciclo JFAEM			
Tornozelo Fosc Fmáx			
Tornozelo TFOFM			
Tornozelo Fapo Fmáx			
%ciclo TFAFM			
Parâmetros dinâmicos			
Pot. máx. tom. final apolo	Trial_118	Trial_120	
Força vertical máx pico1			
Força vertical %ciclo pico1			
Torn Fapo ang. solo	Trial_118	Trial_120	
Torn ang. foot off			
Anca Fap unip flex			
Anca Fap unip ext			
Tornozelo Fap unip flex			
Tornozelo Fap unip ext			
Mov tornozelo Fap unip			
Mov joelho Fap unip			
Mov anca Fap unip			

Figura A.9: Exemplo prático do segundo separador observado na Janela de Visualização obtida para um paciente com hemiparesia direita quando o utilizador escolhe visualizar os parâmetros cinemáticos e dinâmicos do membro inferior esquerdo.

Média trials Trials

LADO NÃO-HEMIPARÉTICO (ESQ) e LADO HEMIPARÉTICO (DIR)

Parâmetros espaço-temporais			Parâmetros cinemáticos						Parâmetros dinâmicos					
	Esq.	Dir.	Esq.		Dir.		Esq.		Dir.		Esq.		Dir.	
Cadência (passos/min)	78.73	81.08	Bacia rot máx	2.81	10.79	Joelho ang. chegada solo	11.34	10.96	Torn Fapo ang chegada solo	6.64	12.87	Pot max torn final apoio	1.14	1.18
Double support (s)	0.43	0.40	Bacia rot min	-10.79	-2.81	Joelho ang. foot off	29.38	33.31	Torn ang foot off	5.18	10.72	força vertical max pico1	9.80	9.80
Foot off (%)	62.36	62.51	Var rot bacia	13.60	13.60	Joelho Fosc flex max	49.08	49.38	Anca Fap unip flex	16.28	14.24	força vertical %ciclo pico1	23.33	19.27
Opp foot contact (%)	50.53	47.98	Bacia Fosc tilt max	7.42	7.82	Joelho Fapo ext max	3.03	3.33	Anca Fap unip ext	-13.68	-7.38			
Opp foot off (%)	16.10	12.50	Bacia Fosc obliq max	2.39	2.96	%ciclo JFAEM	47.85	35.47	Tornozelo Fap unip flex	18.20	18.82			
Single support (s)	0.53	0.53	Anca Fosc flex max	25.34	25.64	Torn Fosc dorsiflex max	2.33	9.95	Tornozelo Fap unip ext	7.59	6.74			
Step length (m)	0.43	0.48	Anca Fapo ext max	14.84	8.14	%ciclo TFOFM	64.33	63.87	Mov torn Fap unip	5.57	6.20			
Step time (s)	0.76	0.77	Anca ang. chegada solo	22.70	20.22	Torn Fapo dorsiflex max	19.37	20.19	Mov joelho Fap unip	4.14	2.93			
Step width (m)	0.22	0.23	Anca ang. foot off	-7.15	-0.99	%ciclo TFAFM	54.15	53.74	Mov anca Fap unip	5.98	7.35			
Stride length (m)	0.91	0.90												
Stride time (s)	1.52	1.48												
Walking speed (m/s)	0.59	0.61												
Limp index	1.00	1.01												

Guardar parâmetros em ficheiro Excel

GUARDAR COMO

Figura A.10: Exemplo prático do primeiro separador observado na Janela de Visualização obtida para um paciente com hemiparesia direita quando o utilizador escolhe visualizar os parâmetros cinemáticos e dinâmicos do membro inferior esquerdo e direito.

LADO NÃO-HEMIPARÉTICO (ESQ) e LADO HEMIPARÉTICO (DIR)

Parâmetros espácio-temporais			
		Trial_104	Trial_106
Cadência (passos/min)	Esq.	80.54	76.92
	Dir.	80.54	81.63
Double support (s)	Esq.	0.45	0.40
	Dir.	0.39	0.41
Foot off (%)	Esq.	65.10	59.62
	Dir.	61.07	63.95
Opp foot contact (%)	Esq.	52.35	48.72
	Dir.	47.65	48.30
Opp foot off (%)	Esq.	17.45	14.74
	Dir.	12.75	12.24
Single supp (s)	Esq.	0.52	0.53
	Dir.	0.52	0.53
Step length (m)	Esq.	0.42	0.43
	Dir.	0.49	0.47
Step time (s)	Esq.	0.71	0.80
	Dir.	0.78	0.76
Step width (m)	Esq.	0.23	0.21
	Dir.	0.23	0.23
Stride length (m)	Esq.	0.91	0.91
	Dir.	0.93	0.87
Stride time (s)	Esq.	1.49	1.56
	Dir.	1.49	1.47
Walking speed (m/s)	Esq.	0.61	0.58
	Dir.	0.62	0.59
Limp index	Esq.	1.07	0.93
	Dir.	0.94	1.07

Parâmetros cinemáticos			
		Trial_104	
Bacia rotação máx	Esq.	3.60	
	Dir.	11.60	
Bacia rotação min	Esq.	-11.60	
	Dir.	-3.60	
Bacia var rotação	Esq.	15.20	
	Dir.	15.20	
Bacia Fosc tilt máx	Esq.	6.73	
	Dir.	7.34	
Bacia Fosc obliq máx	Esq.	1.94	
	Dir.	2.84	
Anca Fosc flex máx	Esq.	24.67	
	Dir.	25.82	
Anca Fapo ext máx	Esq.	15.92	
	Dir.	8.81	
Anca ang. chegada solo	Esq.	22.36	
	Dir.	18.51	
Anca ang. foot off	Esq.	-6.26	
	Dir.	-0.35	

Parâmetros dinâmicos			
		Trial_104	Trial_106
Pot. máx. torn. final apoio	Esq.	0.83	1.45
	Dir.	1.06	1.30
Força vertical máx pico1	Esq.	9.65	9.94
	Dir.	9.84	9.75
Força vertical %ciclo pico1	Esq.	25.50	21.15
	Dir.	17.45	21.09

Figura A.11: Exemplo prático do segundo separador observado na Janela de Visualização obtida para um paciente com hemiparesia direita quando o utilizador escolhe visualizar os parâmetros cinemáticos e dinâmicos do membro inferior esquerdo e direito.



**COMPARAÇÃO DOS PARÂMETROS DO MEMBRO
PARÉTICO COM OS DO MEMBRO NÃO-PARÉTICO**

Tabela B.1: Comparação dos parâmetros biomecânicos do membro parético com o membro não-parético. O valor é atribuído comparando o lado parético com o lado não-parético.

	Hemiparesia esquerda				Hemiparesia direita			
	Igual (%)	Superior (%)	Inferior (%)	Mais observado	Igual (%)	Superior (%)	Inferior (%)	Mais observado
Cadência	0,00	54,17	41,67	Superior	0,00	42,86	57,14	Inferior
Double support	4,17	62,50	33,33	Superior	0,00	45,71	54,29	Inferior
Foot off	0,00	8,33	91,67	Inferior	0,00	5,71	94,29	Inferior
Opposite foot contact	0,00	12,50	87,50	Inferior	0,00	20,00	80,00	Inferior
Opposite foot off	0,00	37,50	62,50	Inferior	0,00	45,71	54,29	Inferior
Single support	4,17	4,17	91,67	Inferior	0,00	11,43	88,57	Inferior
Step length	4,17	62,50	29,17	Superior	0,00	68,57	31,43	Superior
Step time	0,00	91,67	8,33	Superior	0,00	71,43	28,57	Superior
Step width	0,00	33,33	66,67	Inferior	0,00	48,57	51,43	Inferior
Stride length	0,00	45,83	54,17	Superior	0,00	34,29	65,71	Inferior
Stride time	0,00	41,67	58,33	Inferior	0,00	54,29	45,71	Superior
Walking speed	0,00	62,50	37,50	Superior	0,00	28,57	71,43	Inferior
Limp index	0,00	8,33	91,67	Inferior	0,00	5,71	94,29	Inferior
Bacia rot max	0,00	25,00	75,00	Inferior	0,00	28,57	71,43	Inferior
Var rot bacia	41,67	25,00	33,33	Inferior	40,00	22,86	37,14	Inferior
Bacia rot min	0,00	75,00	25,00	Superior	0,00	51,43	48,57	Superior
Bacia Fosc tilt max	0,00	66,67	33,33	Superior	0,00	51,43	48,57	Superior
Bacia Fosc obliq max	0,00	66,67	33,33	Superior	0,00	54,29	45,71	Superior
Anca Fosc flex max	0,00	16,67	83,33	Inferior	0,00	14,29	85,71	Inferior

Continuação da tabela B.1

Anca Fapo ext max	0,00	45,83	54,17	Inferior	0,00	31,43	68,57	Inferior
Anca Fapo solo	0,00	4,17	95,83	Inferior	0,00	5,71	94,29	Inferior
Anca foot off	0,00	37,50	62,50	Inferior	0,00	37,14	62,86	Inferior
Joelho Fapo solo	0,00	29,17	70,83	Inferior	0,00	20,00	80,00	Inferior
Joelho foot off	0,00	4,17	95,83	Inferior	0,00	2,86	97,14	Inferior
Joelho Fosc flex max	0,00	4,17	95,83	Inferior	0,00	2,86	97,14	Inferior
Joelho Fapo ext max	0,00	54,17	45,83	Superior	0,00	54,29	45,71	Superior
%ciclo JFAEM	0,00	33,33	66,67	Inferior	0,00	34,29	65,71	Inferior
Torn Fosc flex max	0,00	45,83	54,17	Inferior	0,00	45,71	54,29	Inferior
%ciclo TFOFM	0,00	75,00	25,00	Superior	0,00	57,14	42,86	Superior
Torn Fapo flex max	0,00	29,17	70,83	Inferior	0,00	20,00	80,00	Inferior
%ciclo TFAFM	0,00	8,33	91,67	Inferior	0,00	17,14	82,86	Inferior
Torn Fapo solo	0,00	29,17	70,83	Inferior	0,00	17,14	82,86	Inferior
Torn foot off	0,00	62,50	37,50	Superior	0,00	57,14	42,86	Superior
Anca fap unip flex	0,00	20,83	79,17	Inferior	0,00	20,00	80,00	Inferior
Anca fap unip ext	0,00	45,83	54,17	Inferior	0,00	45,71	54,29	Inferior
Torn fap unip flex	0,00	25,00	75,00	Inferior	0,00	20,00	80,00	Inferior
Torn fap unip ext	0,00	33,33	66,67	Inferior	0,00	37,14	62,86	Inferior
Mov torn fap unip	4,17	41,67	54,17	Inferior	2,86	22,86	74,29	Inferior
Mov joelho fap unip	0,00	45,83	54,17	Inferior	0,00	22,86	77,14	Inferior
Mov anca fap unip	4,17	25,00	70,83	Inferior	0,00	34,29	65,71	Inferior
Pot torn final apoio	0,00	37,50	62,50	Inferior	0,00	14,29	85,71	Inferior
GRF max pico1	4,17	50,00	20,83	Superior	0,00	57,14	28,57	Superior
GRF %ciclo pico1	4,17	50,00	20,83	Superior	0,00	37,14	48,57	Inferior

A P Ê N D I C E



ASSIMETRIAS DOS PARÂMETROS BIOMECÂNICOS

C.1 Valor absoluto das assimetrias calculadas

Tabela C.1: Valor absoluto das assimetrias dos parâmetros biomecânico dos pacientes com hemiparesia esquerda (dados dos pacientes 1 até ao 12).

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Sexo	F	F	F	F	M	F	M	F	M	F	M	M
Idade	40	33	64	69	48	60	67	68	46	61	61	59
Velocidade	0,37	0,45	0,18	0,20	0,66	0,31	0,21	0,08	0,48	0,72	0,35	0,13
Assimetria Cadência	8,20	10,11	1,70	5,92	2,19	6,52	6,49	3,04	0,25	0,40	1,84	6,33
Assimetria Double support	2,22	5,36	2,40	9,26	6,06	8,46	10,50	3,81	9,92	1,92	0,00	11,91
Assimetria Foot off	22,12	19,28	16,72	16,82	15,62	25,19	20,00	4,06	23,16	10,44	21,23	12,42
Assimetria Opposite foot contact	15,71	32,57	38,12	17,81	29,77	35,65	34,94	4,90	34,54	16,14	26,78	48,08
Assimetria Opposite foot off	24,13	14,78	30,45	10,50	49,46	30,27	26,05	1,18	17,34	11,07	0,67	81,25
Assimetria Single support	30,25	45,00	51,23	39,27	23,91	40,75	45,54	20,83	41,37	17,58	38,55	50,23
Assimetria Step length	32,88	46,78	38,40	8,95	4,72	47,85	51,90	35,55	30,98	9,44	7,31	47,23
Assimetria Step time	16,14	33,33	35,78	25,34	28,20	34,76	31,96	2,07	36,71	16,47	27,78	47,56

Continuação da tabela C.1

Assimetria Step width	7,51	5,66	1,40	8,07	3,73	0,01	1,08	26,11	2,25	2,48	7,83	2,40
Assimetria Stride length	1,91	2,13	2,78	1,51	1,45	24,90	8,17	0,26	2,90	1,19	2,36	4,65
Assimetria Stride time	9,06	11,28	1,24	6,19	2,12	6,89	7,08	3,04	0,69	0,32	1,84	8,24
Assimetria Walking speed	10,04	12,61	1,46	7,36	0,95	19,00	1,41	2,79	3,11	0,67	4,16	10,26
Assimetria Limp index	39,37	34,93	30,76	30,54	28,83	44,31	35,14	7,95	41,19	19,73	37,96	23,49
Assimetria Bacia rot max	56,58	43,08	68,66	24,03	79,10	63,41	82,00	96,22	62,06	14,41	83,77	18,15
Assimetria Var rot bacia	61,92	28,81	8,72	17,33	0,00	30,29	3,24	0,00	4,95	0,00	0,00	0,00
Assimetria Bacia rot min	6,60	10,30	47,68	11,81	79,10	9,90	72,07	96,22	66,43	14,41	83,77	18,15
Assimetria Bacia Fosc tilt max	27,45	12,69	4,44	27,33	24,87	1,55	26,38	1,26	1,54	0,15	22,62	30,21
Assimetria Bacia Fosc obliq max	50,34	33,59	17,13	74,61	49,02	39,09	34,50	49,74	16,96	18,26	18,61	26,81
Assimetria Anca Fosc flex max	11,04	15,58	15,02	45,70	2,47	67,73	56,60	17,49	13,49	32,93	39,22	0,21
Assimetria Anca Fapo ext max	4,97	41,65	64,64	19,72	61,12	13,46	6,87	49,71	15,54	28,81	33,97	11,20

Continuação da tabela C.1

Assimetria Anca Fapo solo	27,10	37,57	54,66	56,72	2,18	87,50	64,48	48,81	14,69	42,86	47,97	26,94
Assimetria Anca foot off	8,82	28,42	53,08	97,45	80,34	82,75	86,34	6,10	3,57	69,16	88,11	88,81
Assimetria Joelho Fapo solo	58,45	90,57	73,57	67,27	37,58	74,40	81,61	46,74	8,71	60,39	84,64	0,22
Assimetria Joelho foot off	63,34	75,11	55,54	84,30	38,95	96,59	98,23	71,37	43,92	44,04	86,55	53,55
Assimetria Joelho Fosc flex max	45,65	38,29	58,08	80,96	36,97	89,99	78,95	71,33	35,83	31,44	83,38	46,48
Assimetria Joelho Fapo ext max	79,56	92,09	28,45	85,71	71,78	86,67	24,01	62,39	35,02	88,76	33,72	39,56
Assimetria %ciclo JFAEM	10,28	21,42	6,52	5,20	5,90	52,92	24,89	15,52	69,15	15,36	21,49	51,45
Assimetria Torn Fosc flex max	52,33	67,25	56,79	43,82	59,87	2,77	45,39	89,90	62,35	5,03	61,17	28,87
Assimetria %ciclo TFOFM	21,89	17,33	10,31	13,96	11,81	10,28	9,28	5,92	14,97	28,44	0,94	5,78
Assimetria Torn Fapo flex max	4,44	90,02	39,44	37,15	2,95	79,06	57,31	60,97	46,65	24,22	31,54	40,04
Assimetria %ciclo TFAFM	6,93	26,11	11,46	8,11	27,47	31,54	31,88	41,81	36,52	10,28	15,46	44,30
Assimetria Torn Fapo solo	78,33	35,51	17,10	24,18	24,52	80,16	80,50	92,30	82,54	12,73	94,31	78,23

Continuação da tabela C.1

Assimetria Torn foot off	76,45	22,97	19,78	98,25	86,78	88,77	91,97	62,20	97,32	99,93	34,60	89,03
Assimetria Anca fap unip flex	29,01	41,06	52,75	70,49	0,84	48,10	75,66	53,13	0,24	81,16	78,98	63,98
Assimetria Anca fap unip ext	11,01	44,29	34,28	92,84	15,51	3,32	97,50	82,37	22,91	17,55	25,95	47,00
Assimetria Torn fap unip flex	21,43	96,56	42,79	43,79	1,46	81,23	55,45	71,95	45,34	24,22	81,53	38,38
Assimetria Torn fap unip ext	6,55	98,54	99,72	1,59	35,22	76,49	87,89	74,00	17,80	43,31	39,85	20,47
Assimetria Mov torn fap unip	1,13	39,20	18,33	44,55	8,41	57,56	27,46	29,28	36,99	11,33	0,00	13,21
Assimetria Mov joelho fap unip	22,54	11,35	11,77	38,13	48,07	41,20	60,41	38,55	8,13	14,79	36,32	34,87
Assimetria Mov anca fap unip	12,72	8,83	19,41	43,02	12,34	74,38	67,77	32,01	12,02	2,07	2,00	35,26
Assimetria Pot torn final apoio	63,70	25,62	75,62	54,35	56,31	73,12	57,70	63,32	47,58	6,07	84,18	51,95
Assimetria GRF max pico1	3,49	0,34	7,27	5,12	7,06	16,76	0,57		1,87	7,92		
Assimetria GRF %ciclo pico1	55,81	12,70	10,10	27,58	57,79	13,32	16,34		71,36	22,27		
Média assimetria	27,89	34,43	31,06	35,64	28,44	44,16	43,80	37,71	28,86	22,79	36,41	33,10
Desvio padrão	23,55	26,78	24,59	28,93	26,19	30,17	30,31	31,44	24,74	24,19	31,28	24,38

Continuação da tabela C.1: Valor absoluto das assimetrias dos parâmetros biomecânico dos pacientes com hemiparesia esquerda (dados dos pacientes 13 até ao 24).

	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	Média
Sexo	M	F	M	F	M	M	M	M	M	M	M	M	
Idade	45	45	54	54	64	50	57	15	54	17	54	43	
Velocidade	0,25	0,16	0,09	0,80	0,49	0,62	0,38	0,28	0,68	0,32	0,98	0,24	0,39
Assimetria Cadência	4,50	8,71	1,51	3,69	0,47	0,51	1,98	2,44	1,42	5,83	0,57	3,41	3,67
Assimetria Double support	13,45	9,44	0,82	10,00	2,38	0,96	1,30	5,37	1,99	6,76	0,93	3,16	5,35
Assimetria Foot off	31,48	8,52	11,43	7,05	17,10	0,82	28,88	21,13	12,22	22,38	7,71	10,05	16,08
Assimetria Opposite foot contact	43,15	59,75	73,19	21,10	26,18	4,53	49,35	48,99	18,03	21,71	9,90	18,76	30,40
Assimetria Opposite foot off	11,65	88,18	76,78	43,80	6,58	13,31	42,66	49,85	14,86	29,26	2,30	21,53	29,08
Assimetria Single support	63,53	58,39	63,33	9,09	39,33	0,00	53,10	47,03	20,16	51,55	11,39	9,39	36,28
Assimetria Step length	15,10	1,54		10,51	40,55	7,83	47,98	49,90	10,79	1,49	4,40	16,27	24,71
Assimetria Step time	36,30	59,28	71,76	26,03	22,56	4,22	49,88	52,39	16,72	20,65	10,51	26,22	30,53
Assimetria Step width	10,61	1,18	3,30	16,10	2,39	10,68	0,14	8,03	14,49	17,10	9,34	4,06	6,91

Continuação da tabela C.1

Assimetria Stride length	1,28	12,52	9,28	0,10	12,37	0,26	0,47	0,56	0,03	2,63	0,77	1,40	4,00
Assimetria Stride time	5,96	9,58	1,62	4,85	0,70	0,33	2,33	2,60	1,46	5,98	0,61	3,86	4,08
Assimetria Walking speed	5,25	21,82	9,51	3,85	13,57	0,85	2,44	3,24	1,38	8,15	0,22	2,62	6,11
Assimetria Limp index	53,16	17,06	21,55	13,60	31,21	1,71	49,62	37,92	23,01	39,89	14,82	19,04	29,03
Assimetria Bacia rot max	58,84	77,42	80,03	52,57	38,17	40,53	3,97	10,07	47,59	23,49	54,25	14,40	49,70
Assimetria Var rot bacia	0,00	1,52	0,00	0,00	9,39	0,00	16,31	4,83	0,00	7,90	0,00	4,03	8,30
Assimetria Bacia rot min	58,84	79,26	80,03	52,57	23,69	40,53	35,54	18,14	47,59	32,10	54,25	7,23	43,59
Assimetria Bacia Fosc tilt max	9,66	33,14	26,94	24,74	1,03	6,98	31,68	1,91	5,17	15,43	8,27	8,62	14,75
Assimetria Bacia Fosc obliq max	36,69	32,87	28,33	23,94	46,42	28,10	39,48	33,94	59,55	64,62	31,78	10,24	36,03
Assimetria Anca Fosc flex max	24,91	5,76	36,77	7,86	10,04	12,88	29,02	7,12	39,37	4,24	3,57	6,27	21,05
Assimetria Anca Fapo ext max	74,95	82,58	73,81	27,93	77,96	36,42	51,69	49,67	13,59	14,36	8,69	0,63	36,00
Assimetria Anca Fapo solo	47,98	27,17	71,34	24,48	15,16	15,62	36,76	63,51	47,90	36,14	8,91	22,31	38,70

Continuação da tabela C.1

Assimetria Anca foot off	24,34	20,27	8,07	22,53	19,62	61,12	58,08	13,37	17,56	59,21	9,47	21,96	42,86
Assimetria Joelho Fapo solo	61,15	4,60	97,06	40,84	34,49	14,45	34,97	86,74	20,07	86,91	34,85	9,81	50,42
Assimetria Joelho foot off	41,63	36,35	69,18	18,51	37,38	30,24	65,64	23,49	38,93	47,61	18,19	28,10	52,78
Assimetria Joelho Fosc flex max	51,40	36,44	68,51	20,96	47,56	48,35	67,48	22,52	48,57	34,13	24,22	34,54	50,08
Assimetria Joelho Fapo ext max	59,95	57,05	6,35	53,90	92,28	19,57	56,48	22,22	42,63	64,79	30,24	49,13	53,43
Assimetria %ciclo JFAEM	75,14	10,76	70,11	4,95	14,78	5,25	6,98	50,15	5,17	34,08	8,18	13,61	24,97
Assimetria Torn Fosc flex max	57,56	82,15	62,87	40,78	81,26	38,55	62,49	49,04	24,45	84,93	26,91	11,09	49,90
Assimetria %ciclo TFOFM	11,38	8,19	11,44	16,53	20,04	2,30	14,86	14,47	11,11	14,05	2,21	1,34	11,62
Assimetria Torn Fapo flex max	27,18	0,46	85,82	1,89	1,34	15,46	49,11	57,82	4,76	10,86	23,53	21,34	33,89
Assimetria %ciclo TFAFM	39,07	2,24	35,06	4,20	17,06	9,43	58,41	25,54	16,02	14,70	6,92	16,27	22,37
Assimetria Torn Fapo solo	43,94	94,36	75,03	15,98	40,31	89,80	71,30	15,60	32,87	60,07	53,72	5,92	54,14
Assimetria Torn foot off	92,90	9,30	70,90	29,64	87,42	76,54	63,57	90,23	19,12	86,80	37,67	16,88	64,54

Continuação da tabela C.1

Assimetria Anca fap unip flex	12,85	8,96	13,13	14,38	7,70	2,25	32,29	91,87	52,56	63,07	24,93	29,37	39,53
Assimetria Anca fap unip ext	92,99	83,16	96,32	35,81	84,28	49,36	84,60	15,07	20,80	22,58	16,54	38,43	47,27
Assimetria Torn fap unip flex	29,89	7,58	55,28	7,16	3,52	21,28	47,98	64,81	4,71	18,55	22,42	24,79	38,00
Assimetria Torn fap unip ext	34,89	22,48	40,74	72,76	40,72	70,99	23,44	74,96	6,76	54,78	45,13	11,18	45,84
Assimetria Mov torn fap unip	15,89	2,21	62,76	14,96	22,14	8,61	29,06	54,27	25,97	44,16	16,87	2,24	24,44
Assimetria Mov joelho fap unip	44,17	26,63	68,82	27,67	34,80	9,76	21,67	11,69	24,63	52,61	7,67	8,73	29,37
Assimetria Mov anca fap unip	21,93	33,39	64,91	42,06	17,42	35,58	4,22	20,41	8,49	20,23	37,52	14,47	26,77
Assimetria Pot torn final apoio	35,05	52,41	52,23	21,81	59,29	20,01	55,58	41,99	15,74	76,17	45,90	21,68	48,22
Assimetria GRF max pico1		9,31		7,65	8,27	12,00	14,46	7,19		3,70	0,91	0,20	6,34
Assimetria GRF %ciclo pico1		80,24		35,41	42,37	19,27	32,08	5,39		61,98	24,30	22,38	33,93
Média assimetria	36,11	32,19	46,40	21,73	29,10	20,63	35,57	32,03	20,44	33,67	17,71	14,35	
Desvio padrão	24,33	29,70	30,97	16,77	25,08	22,40	22,74	25,95	16,37	25,15	16,07	10,98	

Tabela C.2: Valor absoluto das assimetrias dos parâmetros biomecânicos dos pacientes com hemiparesia direita (dados dos pacientes 1 até ao 12).

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Sexo	F	M	F	M	M	M	F	M	M	M	M	M
Idade	44	34	58	61	63	21	55	51	54	60	45	57
Velocidade	0,16	0,63	0,13	0,38	0,49	0,97	0,46	0,26	0,41	0,19	0,09	0,64
Assimetria Cadência	2,57	4,60	2,96	3,82	1,94	0,24	2,15	2,12	6,78	2,20	0,14	2,98
Assimetria Double support	16,16	4,78	13,96	6,35	4,72	6,49	3,85	0,00	7,67	4,24	1,86	3,57
Assimetria Foot off	13,69	3,75	15,37	21,84	0,01	15,35	29,46	19,34	23,37	32,33	18,02	19,13
Assimetria Opposite foot contact	45,28	8,34	20,38	36,93	3,99	23,94	46,04	24,79	32,48	22,04	29,82	19,45
Assimetria Opposite foot off	73,63	13,84	13,04	39,73	10,20	16,48	44,52	13,40	47,97	42,22	0,38	19,37
Assimetria Single support	30,39	10,43	65,71	35,85	4,56	25,45	47,77	41,64	27,17	60,60	72,30	37,88
Assimetria Step length	29,69	6,79	1,88	29,59	12,19	10,60	14,83	10,68	0,61	35,40	37,26	2,18
Assimetria Step time	41,94	3,97	31,14	35,56	3,06	24,26	45,13	27,23	27,96	18,44	29,92	22,28
Assimetria Step width	5,56	0,01	0,28	5,62	20,00	19,08	3,82	0,25	14,42	7,73	7,20	8,79

Continuação da tabela C.2

Assimetria Stride length	9,63	3,08	0,50	1,53	7,25	1,01	1,90	2,63	10,91	1,58	5,78	0,51
Assimetria Stride time	2,75	4,67	3,59	3,88	1,54	0,21	2,09	4,20	5,24	1,99	0,81	2,98
Assimetria Walking speed	7,03	1,53	4,56	2,35	4,93	0,59	3,84	2,56	19,03	3,23	5,67	3,56
Assimetria Limp index	25,37	7,27	28,38	39,58	0,06	28,35	50,43	35,26	41,46	54,65	32,80	34,49
Assimetria Bacia rot max	26,08	39,72	28,81	68,74	22,65	61,38	97,87	24,88	53,81	96,20	61,68	91,63
Assimetria Var rot bacia	16,11	0,00	3,22	31,23	15,44	0,00	0,00	0,39	10,59	6,23	0,00	0,00
Assimetria Bacia rot min	4,30	39,72	29,89	32,25	3,48	61,38	97,87	25,92	52,52	84,01	61,68	91,63
Assimetria Bacia Fosc tilt max	15,51	5,83	3,18	5,01	4,96	11,71	24,30	27,69	0,56	5,62	28,16	28,56
Assimetria Bacia Fosc obliq max	22,91	14,12	76,07	39,03	21,07	24,50	3,46	85,30	48,81	80,52	42,18	6,30
Assimetria Anca Fosc flex max	39,28	5,76	44,10	30,98	5,18	4,55	40,21	0,63	22,24	45,91	66,53	10,22
Assimetria Anca Fapo ext max	59,55	41,39	49,76	9,64	20,54	63,46	3,13	30,46	7,09	29,70	38,07	13,38
Assimetria Anca Fapo solo	61,58	11,39	47,70	63,94	4,49	7,07	49,23	61,84	48,60	59,60	72,54	21,83

Continuação da tabela C.2

Assimetria Anca foot off	45,79	78,19	55,94	40,90	76,40	58,04	38,87	3,07	54,84	26,71	73,69	62,80
Assimetria Joelho Fapo solo	82,41	19,53	91,23	74,16	47,21	43,99	59,30	37,60	25,81	75,49	89,70	21,33
Assimetria Joelho foot off	51,28	11,57	97,70	51,49	3,44	13,05	59,39	46,46	39,20	80,48	90,88	0,47
Assimetria Joelho Fosc flex max	55,57	7,51	87,53	42,42	8,09	7,11	66,17	34,95	29,71	75,15	97,64	6,66
Assimetria Joelho Fapo ext max	58,07	47,91	90,70	68,81	61,30	4,87	65,47	87,31	45,56	80,70	84,31	73,59
Assimetria %ciclo JFAEM	6,05	22,54	45,39	69,59	4,66	78,26	53,12	14,27	25,67	50,64	6,82	24,45
Assimetria Torn Fosc flex max	23,86	73,63	26,63	53,96	42,85	2,71	20,41	73,43	43,32	16,74	67,79	12,68
Assimetria %ciclo TFOFM	6,48	4,32	1,12	13,37	3,24	22,40	21,07	17,97	1,57	27,08	3,67	6,91
Assimetria Torn Fapo flex max	59,88	1,39	95,68	65,07	4,66	17,67	70,84	35,64	21,58	70,67	89,44	9,54
Assimetria %ciclo TFAFM	1,37	0,95	12,65	37,69	9,85	6,83	43,71	15,75	20,82	53,70	45,78	16,50
Assimetria Torn Fapo solo	57,62	29,40	28,81	49,92	22,01	89,91	56,29	81,53	59,29	85,25	4,34	70,60
Assimetria Torn foot off	78,11	56,02	56,17	66,73	17,19	69,55	90,85	28,52	88,02	47,60	60,57	30,79

Continuação da tabela C.2

Assimetria Anca fap unip flex	65,58	19,82	50,77	61,60	21,21	41,02	55,47	76,35	61,00	35,15	71,43	35,94
Assimetria Anca fap unip ext	72,53	44,70	51,10	24,24	11,85	39,51	28,44	49,07	0,71	90,60	41,08	7,82
Assimetria Torn fap unip flex	60,28	11,54	95,70	65,31	10,34	45,52	72,94	37,90	18,00	70,73	98,85	0,61
Assimetria Torn fap unip ext	94,14	46,54	39,23	50,97	27,08	3,38	0,81	76,42	22,46	83,68	89,46	71,44
Assimetria Mov torn fap unip	50,93	4,15	49,32	12,32	22,17	1,85	51,49	26,80	2,69	33,50	77,20	28,67
Assimetria Mov joelho fap unip	48,97	17,25	27,26	7,05	25,92	3,28	46,99	35,61	19,63	45,30	72,07	5,54
Assimetria Mov anca fap unip	75,96	13,03	1,56	46,37	11,26	18,41	66,28	53,56	43,99	52,66	64,34	35,90
Assimetria Pot torn final apoio	56,13	2,55	76,06	82,69	8,37	64,17	59,35	65,67	49,29	52,58	77,07	23,54
Assimetria GRF max picol	7,55	2,15		3,78	4,59	3,89	1,69	6,41	6,11	0,01		0,33
Assimetria GRF %ciclo picol	72,47	12,39		21,70	16,95	70,24	10,66	34,21	14,29	78,05		7,62
Média assimetria	39,07	17,63	38,17	36,13	14,72	25,85	38,41	32,09	27,97	44,81	46,80	23,13
Desvio padrão	26,50	19,74	31,02	23,44	15,96	25,28	28,05	25,55	20,34	29,34	32,77	24,56

Continuação da tabela C.2: Valor absoluto das assimetrias dos parâmetros biomecânicos dos pacientes com hemiparesia direita (dados dos pacientes 13 até ao 24).

	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
Sexo	M	F	F	M	M	M	M	M	F	F	M	F
Idade	59	52	54	59	59	62	70	62	62	48	56	50
Velocidade	0,14	0,13	0,38	0,53	0,34	0,90	0,24	0,67	0,15	0,24	0,42	0,13
Assimetria Cadência	1,26	4,60	17,99	1,76	1,72	0,56	1,75	0,32	9,36	3,59	6,02	8,73
Assimetria Double support	1,05	7,68	13,73	5,88	0,36	19,21	0,66	2,01	15,68	2,42	4,11	8,07
Assimetria Foot off	21,98	9,79	1,68	26,53	19,91	19,90	12,29	12,11	15,47	33,59	13,14	9,22
Assimetria Opposite foot contact	75,75	8,96	13,87	39,40	31,06	25,68	5,97	20,84	54,30	54,59	15,74	17,19
Assimetria Opposite foot off	77,51	9,20	42,45	30,37	27,09	24,16	9,00	19,97	46,03	61,11	16,48	34,28
Assimetria Single support	71,76	43,22	2,04	44,10	36,72	32,73	16,85	22,62	62,67	47,84	35,79	27,70
Assimetria Step length	88,47	73,38	26,13	33,62	27,33	3,00	9,91	1,35	16,08	56,85	20,42	48,75
Assimetria Step time	77,72	14,53	13,16	38,67	25,00	25,07	5,23	21,85	55,98	57,69	15,37	19,91
Assimetria Step width	13,46	2,47	22,50	6,98	5,02	4,50	5,27	2,84	3,95	3,16	6,47	8,77

Continuação da tabela C.2

Assimetria Stride length	0,75	10,24	4,72	1,93	4,73	1,02	14,06	1,54	7,67	21,54	1,02	0,65
Assimetria Stride time	1,20	5,61	20,53	1,89	1,78	1,16	4,72	0,51	6,92	3,21	6,03	5,48
Assimetria Walking speed	0,24	5,43	20,54	3,36	6,53	0,58	15,31	1,85	1,83	19,50	6,35	6,25
Assimetria Limp index	39,25	18,39	3,59	46,11	35,65	35,89	22,67	22,59	28,89	56,06	24,56	16,92
Assimetria Bacia rot max	97,33	44,98	49,70	33,66	93,21	98,95	66,74	16,25	88,98	57,88	18,38	5,42
Assimetria Var rot bacia	0,00	9,26	20,81	0,00	34,77	0,00	14,85	0,00	0,00	7,03	24,79	10,23
Assimetria Bacia rot min	97,33	34,82	70,97	33,66	77,98	98,95	37,86	16,25	88,98	63,93	52,65	24,48
Assimetria Bacia Fosc tilt max	19,36	25,28	29,32	4,27	15,26	6,72	2,60	24,36	25,90	5,06	7,16	18,91
Assimetria Bacia Fosc obliq max	1,12	28,87	5,99	3,12	52,73	0,22	67,51	3,87	25,75	44,36	39,18	62,60
Assimetria Anca Fosc flex max	10,66	3,24	4,00	24,40	22,70	25,67	54,41	26,03	0,10	4,56	17,80	28,30
Assimetria Anca Fapo ext max	77,20	79,46	21,45	88,21	42,05	33,53	28,32	9,16	17,71	89,98	32,21	50,00
Assimetria Anca Fapo solo	26,53	22,93	31,03	45,32	36,88	36,25	60,33	47,42	31,95	25,29	24,37	62,30

Continuação da tabela C.2

Assimetria Anca foot off	57,55	7,03	43,15	95,07	28,59	7,47	62,52	22,51	67,33	3,29	77,51	24,88
Assimetria Joelho Fapo solo	51,42	11,05	99,80	20,57	26,53	35,55	79,38	24,42	43,99	60,66	42,34	88,14
Assimetria Joelho foot off	51,21	52,42	78,59	33,34	55,04	38,56	87,47	47,16	30,48	72,63	41,68	62,88
Assimetria Joelho Fosc flex max	58,65	40,60	52,67	47,73	52,72	42,78	68,80	56,19	49,46	68,80	51,51	62,61
Assimetria Joelho Fapo ext max	58,57	70,93	93,58	58,52	3,81	54,26	39,47	26,80	37,64	43,61	35,19	82,93
Assimetria %ciclo JFAEM	60,83	50,98	9,87	27,89	22,66	39,69	37,55	0,22	18,75	71,74	27,04	84,92
Assimetria Torn Fosc flex max	27,92	11,93	41,11	52,35	14,72	22,66	68,58	60,60	78,70	12,38	2,89	33,74
Assimetria %ciclo TFOFM	0,66	7,99	21,70	19,49	8,79	2,60	5,10	30,00	2,95	14,90	13,82	9,38
Assimetria Torn Fapo flex max	80,35	56,18	64,36	33,27	41,96	11,72	76,29	13,76	37,71	38,56	3,63	91,31
Assimetria %ciclo TFAFM	56,41	12,71	17,04	31,78	41,68	15,52	11,09	9,51	40,42	49,22	22,95	2,67
Assimetria Torn Fapo solo	77,90	73,50	68,03	43,32	36,19	8,02	15,69	42,67	53,75	35,41	46,50	59,51
Assimetria Torn foot off	90,77	8,90	74,72	50,06	51,64	77,78	58,04	54,06	25,21	8,53	72,25	12,17

Continuação da tabela C.2

Assimetria Anca fap unip flex	36,91	12,31	31,36	39,65	28,14	53,86	58,90	80,37	9,59	25,01	20,26	78,97
Assimetria Anca fap unip ext	85,10	80,32	21,45	83,77	66,54	44,64	88,78	18,48	11,63	91,59	37,52	98,27
Assimetria Torn fap unip flex	83,56	84,74	64,36	39,25	42,79	16,86	77,16	10,59	39,26	36,91	5,73	94,22
Assimetria Torn fap unip ext	82,57	77,25	96,34	17,71	6,75	44,71	35,15	2,91	3,12	30,84	32,01	92,62
Assimetria Mov torn fap unip	38,94	21,62	12,46	69,25	5,49	31,05	22,18	14,38	58,87	39,12	8,73	0,69
Assimetria Mov joelho fap unip	2,33	28,90	23,34	53,26	1,26	0,52	33,33	4,04	10,92	34,10	7,26	5,42
Assimetria Mov anca fap unip	4,34	59,69	21,23	1,69	1,50	12,61	12,75	25,88	27,95	39,80	12,69	35,66
Assimetria Pot torn final apoio	59,92	61,56	78,12	78,03	60,91	62,99	27,83	55,09	59,72	73,67	54,10	8,13
Assimetria GRF max picol		1,22	0,68		7,78	8,12	17,05	9,54		3,80	10,67	2,29
Assimetria GRF %ciclo picol		44,67	37,05		17,34	11,63	69,82	23,37		4,07	9,76	62,02
Média assimetria	45,51	31,14	34,59	34,37	28,40	26,45	35,10	21,08	31,99	36,70	23,82	36,46
Desvio padrão	33,34	26,36	27,92	24,75	22,08	24,73	27,65	19,19	24,48	25,73	18,59	31,58

Continuação da tabela C.2: Valor absoluto das assimetrias dos parâmetros biomecânicos dos pacientes com hemiparesia direita (dados dos pacientes 25 até ao 35).

	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	Média
Sexo	M	F	F	M	M	M	M	F	M	M	M	
Idade	58	55	55	57	41	69	14	24	63	16	52	
Velocidade	0,27	0,13	0,13	0,48	0,41	0,24	0,94	0,84	0,65	0,77	0,71	0,42
Assimetria Cadência	4,23	1,53	24,41	1,37	2,72	1,93	1,83	0,37	0,60	3,95	5,57	3,96
Assimetria Double support	0,63	1,45	61,88	5,96	2,85	8,98	10,13	7,27	3,66	2,15	8,63	7,66
Assimetria Foot off	24,05	14,94	17,76	24,72	0,55	26,26	7,12	6,38	13,56	9,50	17,43	16,27
Assimetria Opposite foot contact	5,24	10,08	66,23	41,37	0,02	27,62	11,35	13,85	18,05	19,24	30,59	26,30
Assimetria Opposite foot off	55,35	45,60	64,98	32,07	0,88	11,88	25,21	11,64	1,59	25,17	36,83	29,82
Assimetria Single support	47,19	54,37	52,73	45,38	1,69	39,92	7,82	14,47	24,26	12,50	29,32	35,24
Assimetria Step length	11,21	9,21	58,95	0,44	5,04	3,07	10,31	2,55	20,72	17,56	28,44	21,84
Assimetria Step time	8,57	3,68	73,86	42,75	8,13	32,40	9,91	14,29	18,44	23,15	28,89	27,00
Assimetria Step width	3,67	7,91	23,07	1,97	12,95	6,55	20,38	25,95	7,88	7,10	6,04	8,62

Continuação da tabela C.2

Assimetria Stride length	5,14	7,38	1,75	5,58	6,25	11,26	0,12	1,92	2,56	1,48	6,23	4,74
Assimetria Stride time	8,80	1,27	34,16	1,35	2,94	2,26	1,76	0,49	0,51	4,21	5,57	4,47
Assimetria Walking speed	7,12	8,18	21,37	7,00	3,62	12,33	2,13	2,06	1,93	2,69	11,83	6,48
Assimetria Limp index	42,55	27,65	32,32	43,43	0,34	45,75	13,80	12,30	25,31	18,04	31,87	29,20
Assimetria Bacia rot max	21,84	11,30	28,48	96,32	26,89	38,09	64,14	27,26	29,32	44,15	54,94	51,08
Assimetria Var rot bacia	8,81	0,10	0,00	71,77	13,43	47,34	0,00	0,00	0,00	0,00	4,27	10,02
Assimetria Bacia rot min	34,54	11,58	28,48	50,38	6,35	54,44	64,14	27,26	29,32	44,15	55,25	48,24
Assimetria Bacia Fosc tilt max	24,52	24,71	14,05	63,64	4,75	65,45	33,41	21,98	25,74	56,43	30,41	20,30
Assimetria Bacia Fosc obliq max	49,22	55,48	27,83	83,70	39,76	26,15	49,27	18,15	19,13	9,50	35,33	34,66
Assimetria Anca Fosc flex max	34,84	9,52	76,33	58,44	0,69	94,87	1,42	1,50	22,38	37,51	20,31	25,58
Assimetria Anca Fapo ext max	42,61	0,72	58,90	49,90	31,32	84,10	16,47	38,23	52,53	4,24	42,60	38,77
Assimetria Anca Fapo solo	31,84	67,80	83,36	58,63	14,66	69,09	29,60	1,26	34,19	52,79	3,62	40,21

Continuação da tabela C.2

Assimetria Anca <i>foot off</i>	76,08	39,45	95,14	0,36	23,88	83,18	3,77	6,20	42,29	4,28	62,85	44,28
Assimetria Joelho Fapo solo	18,46	60,34	91,75	45,16	3,03	74,01	65,09	29,35	11,88	72,15	18,24	49,74
Assimetria Joelho <i>foot off</i>	63,22	15,54	99,81	70,87	1,51	86,80	41,66	28,48	28,93	63,89	17,44	49,00
Assimetria Joelho Fosc flex max	63,18	25,91	95,73	66,23	0,86	87,01	29,03	16,38	40,00	29,44	24,70	47,13
Assimetria Joelho Fapo ext max	1,21	63,14	47,99	83,30	5,48	43,81	57,05	53,24	64,26	77,43	38,29	54,55
Assimetria %ciclo JFAEM	22,84	9,11	71,24	29,89	8,11	16,01	29,02	13,49	13,61	8,24	3,35	30,81
Assimetria Torn Fosc flex max	28,46	44,84	68,67	45,08	50,58	48,84	39,45	63,52	23,37	82,45	58,76	41,13
Assimetria %ciclo TFOFM	2,46	7,23	3,71	26,06	4,32	17,78	32,55	7,45	26,28	9,93	3,34	11,65
Assimetria Torn Fapo flex max	9,00	18,93	80,26	67,59	22,59	13,88	31,13	11,21	11,97	20,99	3,40	39,49
Assimetria %ciclo TFAPM	4,76	24,31	43,66	37,81	1,39	26,94	2,43	4,15	11,59	11,31	17,01	21,77
Assimetria Torn Fapo solo	44,39	73,96	18,06	48,39	46,02	18,69	59,01	24,25	34,68	40,23	63,20	47,61
Assimetria Torn <i>foot off</i>	55,78	30,67	50,24	92,85	35,62	31,05	85,96	76,90	8,80	80,53	35,10	53,08

Continuação da tabela C.2

Assimetria Anca fap unip flex	19,79	70,34	88,10	76,44	29,91	35,50	42,39	15,87	6,44	52,18	4,58	43,21
Assimetria Anca fap unip ext	70,26	43,36	66,13	67,79	68,14	85,94	34,83	32,80	69,36	5,64	35,44	50,56
Assimetria Torn fap unip flex	9,18	16,66	76,77	69,13	24,84	11,19	29,34	9,24	17,78	25,54	13,69	42,47
Assimetria Torn fap unip ext	97,88	41,71	15,61	39,36	15,82	31,71	19,41	51,45	13,62	85,94	28,23	44,81
Assimetria Mov torn fap unip	8,80	9,57	74,53	15,23	4,90	57,93	15,34	0,00	22,66	21,68	13,95	26,53
Assimetria Mov joelho fap unip	51,20	46,48	60,34	21,62	29,04	83,68	19,95	10,68	25,59	2,82	25,60	26,76
Assimetria Mov anca fap unip	25,41	18,66	59,79	72,16	11,84	82,35	0,37	17,50	24,75	10,76	42,51	31,58
Assimetria Pot torn final apoio	58,99	22,59	56,97	7,86	30,55	67,20	77,79	21,91	23,03	71,70	39,63	50,74
Assimetria GRF max pico1	3,22	16,15		13,32	14,39	2,02	4,78	4,41	10,34	6,87	5,46	6,16
Assimetria GRF %ciclo pico1	63,88	32,51		16,04	14,37	33,41	76,51	27,94	25,93	19,57	41,41	33,44
Média assimetria	29,54	25,72	51,59	41,83	14,72	40,67	27,38	18,04	21,14	27,89	25,35	
Desvio padrão	24,55	21,29	28,00	27,91	15,76	28,64	23,96	17,35	15,62	26,07	17,54	

C.2 Teste *t-student* para as assimetrias

Tabela C.3: Resultados dos testes *t-student* para as assimetrias dos parâmetros biomecânicos.

	t estatístico	p-value	t crítico		t estatístico	p-value	t crítico
Assimetria Cadência	-0,29	0,78	2,00	Assimetria Joelho Fapo solo	0,56	0,58	2,00
Assimetria Double support	-1,17	0,25	2,01	Assimetria Joelho foot off	0,49	0,63	2,00
Assimetria Foot off	-0,09	0,93	2,01	Assimetria Joelho Fosc flex max	0,09	0,93	2,01
Assimetria Opposite foot contact	0,89	0,38	2,01	Assimetria Joelho Fapo ext max	-0,94	0,35	2,01
Assimetria Opposite foot off	-0,12	0,91	2,02	Assimetria %ciclo JFAEM	1,39	0,17	2,01
Assimetria Single support	0,21	0,83	2,01	Assimetria Torn Fosc flex max	-0,17	0,87	2,01
Assimetria Step length	0,54	0,59	2,01	Assimetria %ciclo TFOFM	-0,74	0,46	2,01
Assimetria Step time	0,76	0,45	2,01	Assimetria Torn Fapo flex max	0,14	0,89	2,00
Assimetria Step width	-0,96	0,34	2,01	Assimetria %ciclo TFAFM	-0,01	0,99	2,02
Assimetria Stride length	-0,52	0,60	2,02	Assimetria Torn Fapo solo	1,47	0,15	2,02
Assimetria Stride time	-0,31	0,76	2,00	Assimetria Torn foot off	-0,52	0,61	2,02
Assimetria Walking speed	-0,23	0,82	2,01	Assimetria Anca fap unip flex	0,90	0,37	2,01
Assimetria Limp index	-0,05	0,96	2,01	Assimetria Anca fap unip ext	-0,59	0,56	2,01
Assimetria Bacia rot max	-0,43	0,67	2,01	Assimetria Torn fap unip flex	0,13	0,90	2,01
Assimetria Var rot bacia	-0,62	0,54	2,01	Assimetria Torn fap unip ext	-0,40	0,69	2,00
Assimetria Bacia rot min	-0,19	0,85	2,01	Assimetria Mov torn fap unip	0,51	0,61	2,00
Assimetria Bacia Fosc tilt max	0,25	0,80	2,00	Assimetria Mov joelho fap unip	-0,83	0,41	2,00
Assimetria Bacia Fosc obliq max	-0,83	0,41	2,00	Assimetria Mov anca fap unip	-0,39	0,70	2,03
Assimetria Anca Fosc flex max	-1,51	0,14	2,00	Assimetria Pot torn final apoio	0,12	0,90	2,03
Assimetria Anca Fapo ext max	-0,26	0,79	2,01	Assimetria GRF max pico1	0,07	0,94	2,01
Assimetria Anca Fapo solo	-0,17	0,86	2,01	Assimetria GRF %ciclo pico1	-0,43	0,67	2,01
Assimetria Anca foot off	-0,41	0,69	2,01				

C.3 Testes de normalidade para as assimetrias dos parâmetros biomecânicos

Tabela C.4: Resultados dos testes de normalidade para as assimetrias dos parâmetros biomecânicos. A negrito encontram-se os valores de *p-value* inferiores a 0,05, o que significa que a assimetria em questão não segue uma distribuição normal.

	Hemi. Esq. <i>p-value (Shapiro-Wilk)</i>	Hemi. Dir. <i>p-value (Shapiro-Wilk)</i>		Hemi. Esq. <i>p-value (Shapiro-Wilk)</i>	Hemi. Dir. <i>p-value (Shapiro-Wilk)</i>
Velocidade	0,101	0,008	Assimetria Anca foot off	0,006	0,058
Assimetria Cadência	0,033	<0,0001	Assimetria Joelho Fapo solo	0,149	0,102
Assimetria Double support	0,039	<0,0001	Assimetria Joelho foot off	0,266	0,513
Assimetria Foot off	0,976	0,903	Assimetria Joelho Fosc flex max	0,125	0,516
Assimetria Opposite foot contact	0,465	0,040	Assimetria Joelho Fapo ext max	0,315	0,075
Assimetria Opposite foot off	0,007	0,087	Assimetria %ciclo JFAEM	0,000	0,005
Assimetria Single support	0,222	0,622	Assimetria Torn Fosc flex max	0,443	0,250
Assimetria Step length	0,004	0,000	Assimetria %ciclo TFOFM	0,534	0,002
Assimetria Step time	0,623	0,009	Assimetria Torn Fapo flex max	0,080	0,005
Assimetria Step width	0,005	0,000	Assimetria %ciclo TFAFM	0,144	0,007
Assimetria Stride length	<0,0001	<0,0001	Assimetria Torn Fapo solo	0,021	0,863
Assimetria Stride time	0,027	<0,0001	Assimetria Torn foot off	0,002	0,089
Assimetria Walking speed	0,002	<0,0001	Assimetria Anca fap unip flex	0,144	0,239
Assimetria Limp index	0,968	0,740	Assimetria Anca fap unip ext	0,004	0,136
Assimetria Bacia rot max	0,347	0,010	Assimetria Torn fap unip flex	0,199	0,007
Assimetria Var rot bacia	<0,0001	<0,0001	Assimetria Torn fap unip ext	0,181	0,009
Assimetria Bacia rot min	0,072	0,148	Assimetria Mov torn fap unip	0,156	0,004
Assimetria Bacia Fosc tilt max	0,006	0,000	Assimetria Mov Joelho fap unip	0,127	0,021
Assimetria Bacia Fosc obliq max	0,426	0,069	Assimetria Mov anca fap unip	0,021	0,023
Assimetria Anca Fosc flex max	0,010	0,002	Assimetria Pot torn final apoio	0,372	0,004
Assimetria Anca Fapo ext max	0,056	0,144	Assimetria GRF max pico1	0,227	0,036
Assimetria Anca Fapo solo	0,871	0,355	Assimetria GRF %ciclo pico1	0,092	0,002

C.4 Regressão linear das assimetrias em função da velocidade

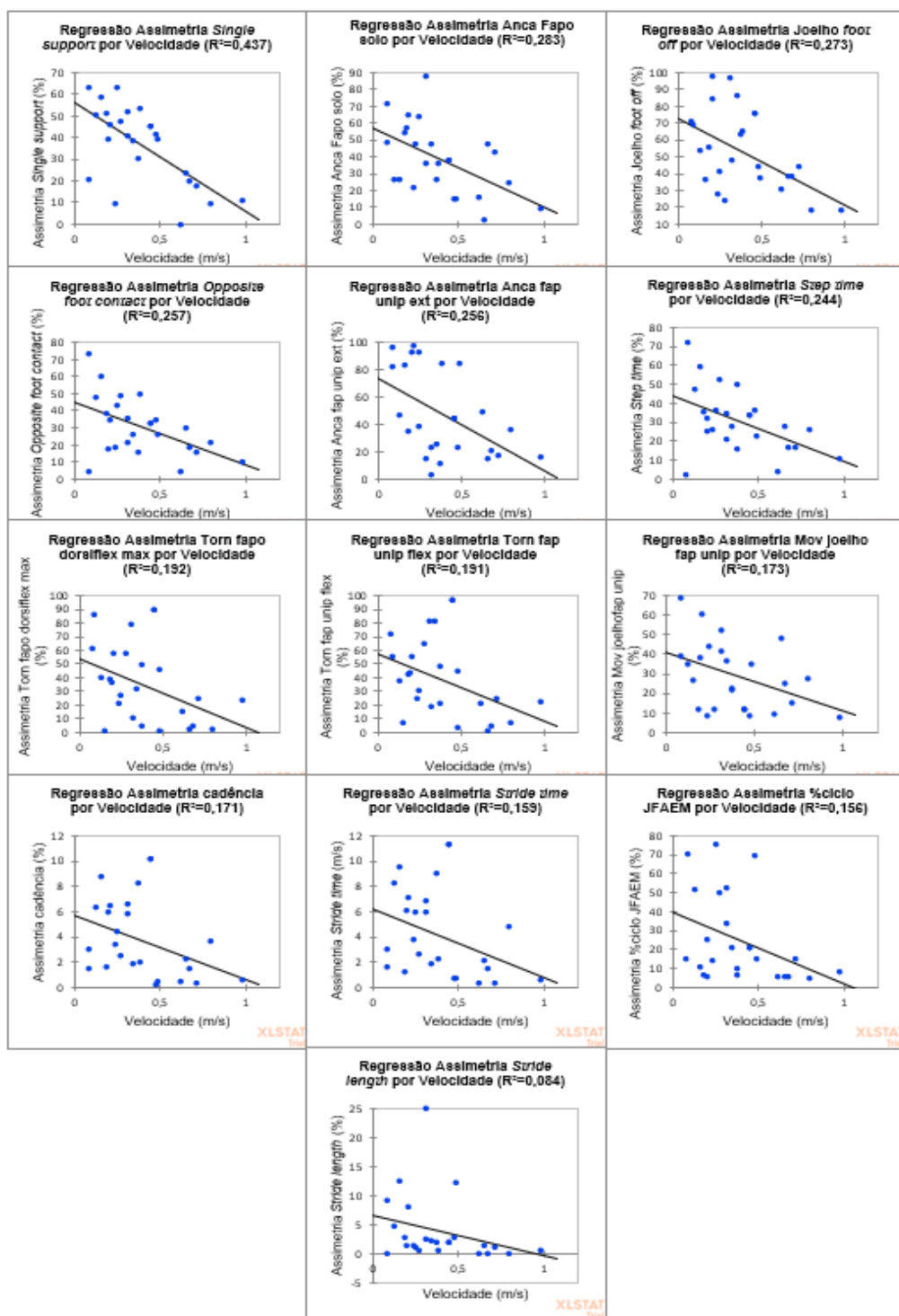


Figura C.1: Gráficos da regressão linear das assimetrias em função da velocidade dos pacientes com hemiparesia esquerda.

C.4. REGRESSÃO LINEAR DAS ASSIMETRIAS EM FUNÇÃO DA VELOCIDADE

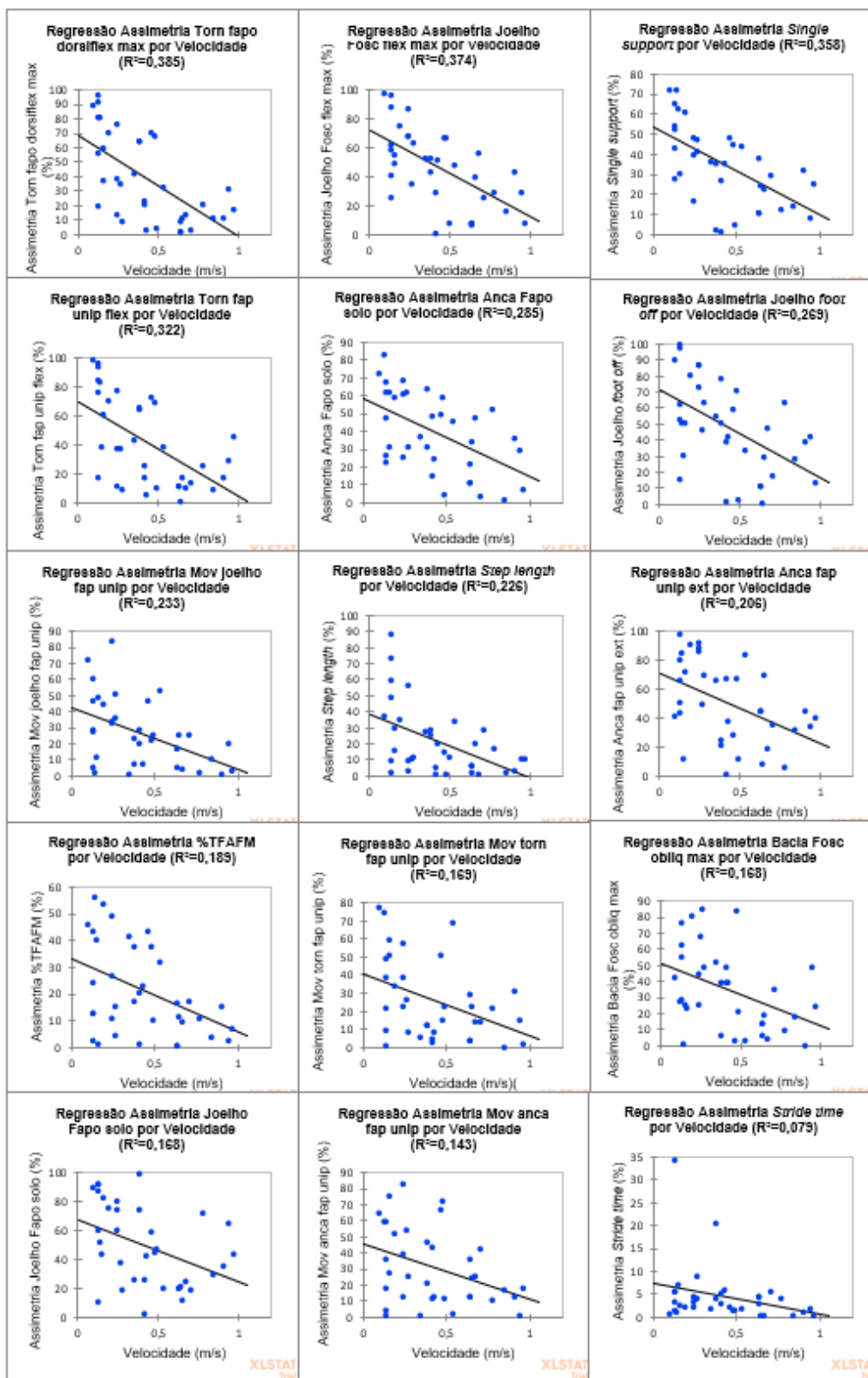


Figura C.2: Gráficos da regressão linear das assimetrias em função da velocidade dos pacientes com hemiparesia direita.



TESTE DE NORMALIDADE PARA OS PARÂMETROS BIOMECÂNICOS

Tabela D.1: Resultados dos testes de normalidade para os parâmetros biomecânicos. A negrito encontram-se os valores de *p-value* inferiores a 0,05, o que significa que o parâmetro em questão não segue uma distribuição normal.

	Hemi. Esq.	Hemi. Dir.		Hemi. Esq.	Hemi. Dir.
	<i>p-value (Shapiro-Wilk)</i>			<i>p-value (Shapiro-Wilk)</i>	
Velocidade (m/s)	0,101	0,008	Anca <i>foot off</i> D	0,827	0,349
Cadência E (passos/min)	0,291	0,007	Joelho Fapo solo E	0,451	0,519
Cadência D (passos/min)	0,215	0,013	Joelho Fapo solo D	0,355	0,047
<i>Double support</i> E (s)	0,001	<0,0001	Joelho <i>foot off</i> E	0,576	0,057
<i>Double support</i> D (s)	0,002	<0,0001	Joelho <i>foot off</i> D	0,927	0,488
<i>Foot Off</i> E (%)	0,001	0,231	Joelho Fosc flex máx E	0,522	0,241
<i>Foot Off</i> D (%)	0,148	0,055	Joelho Fosc flex máx D	0,586	0,927
<i>Opposite foot contact</i> E (%)	0,004	0,011	Joelho Fapo ext max E	0,245	0,000

APÊNDICE D. TESTE DE NORMALIDADE PARA OS PARÂMETROS BIOMECÂNICOS

Continuação da tabela D.1					
<i>Opposite foot contact D (%)</i>	0,004	0,138	Joelho Fapo ext max D	0,074	0,000
<i>Opposite foot off E (%)</i>	<0,0001	<0,0001	%ciclo JFAEM E	0,667	0,037
<i>Opposite foot off D (%)</i>	0,003	<0,0001	%ciclo JFAEM D	0,596	0,133
<i>Single support E (s)</i>	0,460	0,000	Torn Fosc flex máx E	0,000	0,002
<i>Single support D (s)</i>	0,034	0,911	Torn Fosc flex máx D	0,001	0,001
<i>Step length E (m)</i>	0,686	0,766	%ciclo TFOFM E	0,000	0,003
<i>Step length D (m)</i>	0,187	0,265	%ciclo TFOFM D	0,213	0,001
<i>Step time E (s)</i>	0,007	<0,0001	Torn Fapo flex máx E	0,165	0,446
<i>Step time D (s)</i>	<0,0001	<0,0001	Tornozelo Fapo flex máx D	0,397	0,162
<i>Step width E (m)</i>	0,469	0,755	%ciclo TFAFM E	0,265	0,058
<i>Step width D (m)</i>	0,817	0,240	%ciclo TFAFM D	0,909	0,242
<i>Stride length E (m)</i>	0,269	0,056	Torn Fapo solo E	0,337	0,002
<i>Stride length D (m)</i>	0,376	0,017	Torn Fapo solo D	0,516	0,080
<i>Stride time E (s)</i>	0,001	0,000	Torn foot off E	0,878	0,681
<i>Stride time D (s)</i>	0,004	0,001	Torn foot off D	0,311	0,014
<i>Walking speed E (m/s)</i>	0,065	0,012	Anca Fap unip flex E	0,495	0,972
<i>Walking speed D (m/s)</i>	0,122	0,008	Anca Fap unip flex D	0,404	0,274
<i>Limp index E</i>	0,991	0,969	Anca Fap unip ext E	0,129	0,065
<i>Limp index D</i>	0,921	0,227	Anca Fap unip ext D	0,091	0,689

Continuação da tabela D.1

Bacia rot máx E	<0,0001	<0,0001	Torn Fap unip flex E	0,103	0,401
Bacia rot máx D	<0,0001	0,024	Torn Fap unip flex D	0,253	0,262
Var rot bacia E	<0,0001	<0,0001	Torn Fap unip ext E	0,095	0,263
Var rot bacia D	<0,0001	<0,0001	Torn Fap unip ext D	0,631	0,038
Bacia rot min E	<0,0001	0,163	Mov torn Fap unip E	0,000	0,376
Bacia rot min D	<0,0001	<0,0001	Mov torn Fap unip D	0,083	0,290
Bacia Fosc tilt max E	0,930	<0,0001	Mov joelho Fap unip E	0,000	<0,0001
Bacia Fosc tilt max D	0,319	0,009	Mov joelho Fap unip D	0,001	0,001
Bacia Fosc obliq max E	0,036	<0,0001	Mov anca Fap unip E	0,040	0,001
Bacia Fosc obliq max D	0,029	0,000	Mov anca Fap unip D	0,017	0,000
Anca Fosc flex max E	0,816	0,292	Pot torn final apoio E	0,000	0,006
Anca Fosc flex max D	0,338	0,516	Pot torn final apoio D	0,009	<0,0001
Anca Fapo ext max E	0,009	<0,0001	GRF max pico1 E	0,235	0,656
Anca Fapo ext max D	0,102	0,000	GRF max pico1 D	0,020	0,360
Anca Fapo solo E	0,709	0,674	GRF %ciclo pico1 E	0,001	<0,0001
Anca Fapo solo D	0,121	0,955	GRF %ciclo pico1 D	0,062	0,005
Anca foot off E	0,910	0,176			