

UNIVERSIDADE DE LISBOA
FACULDADE DE CIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE FÍSICA



Análise de EMG no domínio da frequência em indivíduos com marcha hemiparética pós-AVC

Clara Susana Amorim Correia

Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica e Biofísica
Perfil em engenharia Clínica e Instrumentação Médica

Dissertação orientada por:
Prof.^a Dr.^a Carla Pereira
Prof. Dr. Nuno Matela

2022

Agradecimentos

A elaboração deste trabalho dependeu de contributos aos quais não posso deixar de manifestar o meu mais profundo agradecimento:

Aos professores Nuno Matela, Carla Quintão e Cláudia Quaresma, orientadores durante todo o projeto.

Aos profissionais do Centro de Medicina de Reabilitação de Alcoitão, o Engenheiro Tiago Robalo, o Dr. Jorge Jacinto e o Dr. Miguel Silva, pelos pareceres cruciais para a direção do trabalho.

À Alexandra Elbakyan por possibilitar o acesso à informação necessária para o desenvolvimento deste projeto

Ao meu namorado, Tiago, e aos meus pais, Luís e Susana, pelo apoio ao longo deste tempo que tanto contribui para o meu sucesso.

Aos amigos que fiz ao longo destes 5 anos, Nísia, Rodrigo, Zé, Ivo e o Grupo FRAF, por terem melhorado os bons momentos e atenuado os maus.

Muito Obrigada.

Resumo

Um dos maiores impactos na vida dos sobreviventes de um Acidente Vascular Cerebral (AVC) consiste no surgimento de disfunções motoras, nomeadamente na alteração da marcha. Esta passa a assumir um padrão hemiparético, com paresia do corpo no lado contralateral à da lesão cerebral. Estes pacientes apresentam pouca sensibilidade no seu controlo motor, velocidade de marcha reduzida e espasticidade nos membros inferiores, diminuindo a sua autonomia e independência.

É assim importante a aplicação de técnicas de reabilitação que se foquem nas necessidades específicas de cada paciente. A eletromiografia (EMG) apresenta-se como a única ferramenta que permite a definição dos padrões alterados de função muscular que contribuem para as diferenças da marcha específicas de cada paciente. Apesar de se poder analisar estes dados tanto no domínio do tempo como no da frequência, é comum fazer-se a análise apenas para a componente temporal.

Este trabalho procura introduzir a componente de análise EMG no domínio da frequência de um modo intuitivo e quantitativo, através do traçado da densidade espectral (DE) e do cálculo de parâmetros (potência total e a frequência maximizante) em ambiente clínico. Foram ainda analisados os dados relativos ao músculo gastrocnémio externo, *hamstring* lateral (bicípite femoral) e tibial anterior de 13 pacientes hemiparéticos e 13 indivíduos saudáveis.

Através dos traçados da DE verificaram-se menores valores de potência em pacientes hemiparéticos quando comparados com os do grupo de controlo, apesar de geralmente manterem a forma. Existem situações com presença de padrões erráticos anormais nos pacientes hemiparéticos, independentemente do lado afetado. Estes apresentam ainda menos simetrias entre membros e entre fases da marcha, e mais dispersão nos parâmetros em estudo. Existe uma diminuição da frequência maximizante nos dois membros, exceto no caso do músculo tibial anterior. Não foi verificada correlação entre os parâmetros estudados e a escala de medição do tónus muscular utilizada.

Palavras-Chave: Acidente Muscular Cerebral; Hemiparesia; Análise da Marcha; Eletromiografia; Densidade Espectral

Abstract

One of the biggest impacts on the life of stroke survivors is the appearance of motor disfunctions, mainly in terms of gait changes. They take on an hemiparetic pattern, with paresis on the side opposing the cerebral lesion. These patients present little sensitivity on their motor control, reduced gait velocity, and spasticity in the lower limbs, which reduces their autonomy and independence.

It is important to apply rehabilitation techniques that focus on the individual necessities of each patient. Electromyography (EMG) presents itself as the only tool that allows the definition of the altered muscle patterns that contribute to the specific changes in gait of each patient. Even though it is possible to analyze EMG data both on the time and frequency domain, it is common to only proceed with the time-based analysis.

This work looks to introduce the frequency component of EMG analysis in an intuitive and quantitative way, with both the plot of the Power Spectral Density (PSD) and the computation of different parameters (total power and maximizing frequency) in a clinical environment. The data of 13 hemiparetic patients and 13 healthy subjects regarding various muscles (gastrocnemius lateral, hamstring lateral, and tibialis anterior) was analyzed.

With the PSD plots it is possible to verify lower power values in hemiparetic patients when compared with the control group, even though generally the shape of the graphs is similar. There are situations where hemiparetic patients present abnormally erratic patterns, regardless of the paresis side. Overall, hemiparetic patients present less symmetries between members and between phases of gait, and more dispersion between values. There's a reduction on the value of maximizing frequency in both members, except in the case of the muscle tibialis anterior. A correlation between the studied parameters and the currently used scale of muscular tonus wasn't verified.

Keywords: Stroke; Hemiparesis; Gait Analysis; Electromyography; Power Spectral Density

Índice

1	Introdução.....	1
1.1	Acidente Vascular Cerebral.....	1
1.2	Consequências a nível motor.....	2
1.3	Objetivos	3
1.4	Estrutura global	3
2	Fundamentos Teóricos.....	5
2.1	Anatomia do Membro Inferior	5
2.1.1	Artrologia	5
2.1.2	Miologia	7
2.2	Marcha Humana	12
2.2.1	Marcha Saudável	12
2.2.2	Marcha Hemiparética	15
2.3	Eletromiografia.....	17
2.3.1	Recolha.....	17
2.3.2	Processamento	18
2.3.3	Análise.....	20
3	Estado da Arte	22
4	Materiais e Métodos	25
4.1	Recolha de Dados	25
4.1.1	Caracterização da Amostra	26
4.1.2	Grupo de Controlo.....	27
4.2	Desenvolvimento da Plataforma.....	27
4.2.1	Descrição, objetivos e metodologias do programa.....	27
4.2.2	Processamento de Dados	28
4.2.3	Descrição dos parâmetros calculados.....	29
4.2.4	Funcionalidades do Programa	29
4.2.5	Arquitetura da interface gráfica	33
4.3	Procedimento Experimental	36
5	Resultados e Discussão.....	38
5.1	Considerações iniciais	38
5.2	Forma dos Gráficos da DE	38
5.3	Análise dos parâmetros	47
5.3.1	Diferenças da Potência Total	51

5.3.2	Frequências Maximizantes	57
5.3.3	Relações com o Tónus Muscular	61
6	Conclusão	62
6.1	Limitações e Trabalhos Futuros	63
	Bibliografia.....	66
	Anexo A - Gráficos das Diferenças da Potência Total.....	73
	Anexo B - Gráficos das Frequências Maximizantes	78

Lista de Figuras

Figura 2.1 - Possíveis movimentos da pelve: Rotação, Tilt e Obliquidade;.....	5
Figura 2.3 - Possíveis movimentos do joelho: Flexão e Extensão;	6
Figura 2.2 - Possíveis movimentos da anca: Flexão, Extensão, Rotação Interna, Rotação Externa, Abdução e Adução;.....	6
Figura 2.4 - Possíveis movimentos do tornozelo: Dorsiflexão ou Flexão Dorsal, Flexão Plantar, Inversão e Eversão;.....	6
Figura 2.5 - Exemplo da ação de músculos agonista/antagonista na extensão/flexão da perna. Adaptado de Mechanisms of Joint Movement, n.d.;	7
Figura 2.6 - Esquema dos vários grupos musculares superficiais da coxa e perna. Destacam-se os músculos estudados ao longo deste trabalho. Adaptado de Winslow, 2015, p. 142;	7
Figura 2.7 - Diagrama das relações neuronais no controlo muscular. Adaptado de Rose & Gamble, 2006, p. 107;.....	8
Figura 2.8 - Esquema dos músculos profundos da perna a) Visão Posterior; b) Visão Anterior. Adaptado de Jones, 2019 e Jones, 2020;	8
Figura 2.9 - Fases do ciclo da marcha saudável. Adaptado de Marques, 2021;.....	12
Figura 2.10 – Esquema de comparação da marcha normal com a marcha hemiparética. A vermelho estão representados os membros que sofreram alterações significativas – Hemiparesia esquerda. Adaptado de Esfahani & Nussbaum, 2019;.....	15
Figura 2.11 - Processamento de dados eletromiográficos. Da esquerda para a direita: 1) Informação direta da gravação de EMG de um ciclo completo que foi recolhida a 1000 Hz; 2) posteriormente filtrada, <i>detrended</i> e retificada. O sinal processado (azul) foi analisado por conjuntos de picos (linha preto) com amplitudes superiores ao limite (média do ensaio, linha amarela); 3) o pós-processamento rejeitou qualquer transição inferior a 30 ms. Adaptado de Rozanski et al., 2019;.....	18
Figura 2.12 - Diagrama de várias etapas de processamento de EMG. Adaptado de Winter, 1991, p. 205;	19
Figura 2.13 - Sinal de EMG do músculo <i>hamstring</i> lateral durante a marcha com padrão saudável no domínio do tempo e no domínio da frequência;.....	20
Figura 3.1 - Menu Inicial da plataforma desenvolvida para análise dos parâmetros biomecânicos da marcha recolhidos com o software VICON NEXUS®. Adaptado de Dimas, 2020;	23
Figura 4.1 - Exemplo da representação pelo Laboratório de Marcha do CMRA para a localização dos eletrodos.	26
Figura 4.2 - Diagrama de caixa das idades dos pacientes que apresentam hemiparesia esquerda e direita.	26
Figura 4.3 - Exemplo de gráficos da DE referentes ao músculo reto femoral esquerdo com informação dos valores da frequência maximizante e da potência total (integral) armazenados como um ficheiro <i>.png</i>	32
Figura 4.4 - Exemplo de relatório da fase de balanço do paciente U066_1_2020 referente ao trial 106.	32
Figura 4.5 - Ecrã do menu principal (Main Hub) da plataforma.	33
Figura 4.6 - Ecrã do menu de geração de tabelas MLC (Table Generator).....	33
Figura 4.7 - Ecrã do menu de análise de trials individuais (Single File Graph Generator);.....	34
Figura 4.8 - Ecrã do menu de análise dos trials de cada paciente (Folder Graphs Generator);.....	35
Figura 4.9 - Esquema de organização da interface gráfica com indicação da necessidade de input de ficheiros e quais os outputs resultantes de cada menu.	35

- Figura 5.1 - Gráficos resultantes da sobreposição de todos os *trials* de indivíduos saudáveis com transparência reduzida (5%) relativos ao músculo Gastrocnémio Exterior para cada lado (esquerdo e direito) com o traçado dos valores médios referentes a cada situação a negrito. À esquerda, de cima para baixo: Situação de Ciclo completo, Fase de Apoio, Fase de Balanço. À direita: Conjunto de Apoio e Balanço. Linha a negrito denota os valores médios: Preto – Ciclo Completo, Azul – Apoio, Vermelho – Balanço;.....39
- Figura 5.2 - Gráficos resultantes da sobreposição de todos os *trials* de indivíduos saudáveis com transparência reduzida (5%) relativos ao músculo Tibial Anterior para cada lado (esquerdo e direito) com o traçado dos valores médios referentes a cada situação a negrito. À esquerda, de cima para baixo: Situação de Ciclo completo, Fase de Apoio, Fase de Balanço. À direita: Conjunto de Apoio e Balanço. Linha a negrito denota os valores médios: Preto – Ciclo Completo, Azul – Apoio, Vermelho – Balanço;.....39
- Figura 5.3 - Gráficos resultantes da sobreposição de todos os *trials* de indivíduos saudáveis com transparência reduzida (5%) relativos ao músculo *Hamstring* Lateral para cada lado (esquerdo e direito) com o traçado dos valores médios referentes a cada situação a negrito. À esquerda, de cima para baixo: Situação de Ciclo completo, Fase de Apoio, Fase de Balanço. À direita: Conjunto de Apoio e Balanço. Linha a negrito denota os valores médios: Preto – Ciclo Completo, Azul – Apoio, Vermelho – Balanço;.....40
- Figura 5.4 - Gráficos resultantes da sobreposição de todos os *trials* de pacientes hemiparéticos do lado direito com transparência reduzida (25%) do membro inferior esquerdo (em cima) e direito (em baixo) com o traçado dos valores médios do ciclo completo da marcha41
- Figura 5.5 - Gráficos resultantes da sobreposição de todos os *trials* de pacientes hemiparéticos do lado esquerdo com transparência reduzida (25%) do membro inferior esquerdo (em cima) e direito (em baixo) com o traçado dos valores médios do ciclo completo da marcha saudável a negrito. Situação de Fase de Apoio e Fase de Balanço, da direita para a esquerda. Dados referentes aos músculos a) Gastrocnémio Exterior (cima esquerda); b) Tibial Anterior (cima direita) e c) *Hamstring* Lateral (baixo).42
- Figura 5.6 - Sobreposição dos gráficos de transparência reduzida (25%) resultantes dos relatórios da fase de apoio para cada *trial* dos pacientes hemiparéticos do lado direito. As linha vermelha e azul indicam a atividade do músculo do membro inferior direito e esquerdo, respetivamente. Da esquerda para a direita e de cima para baixo, por ordem, dados referentes ao músculo *Hamstring* Lateral, Gastrocnémio Exterior, Tibial Posterior, Flexor Longo dos Dedos, Reto Femoral, Tibial Anterior, Gastrocnémio Interior, Extensor Longo do Halux, Extensor Longo dos Dedos, *Hamstring* Medial, Fibular/Peroneu, Soleu e Flexor longo do Halux.43
- Figura 5.7 - Sobreposição dos gráficos de transparência reduzida (25%) resultantes dos relatórios da fase de balanço para cada *trial* dos pacientes hemiparéticos do lado direito. As linha vermelha e azul indicam a atividade do músculo do membro inferior direito e esquerdo, respetivamente. Da esquerda para a direita e de cima para baixo, por ordem, dados referentes ao músculo *Hamstring* Lateral, Gastrocnémio Exterior, Tibial Posterior, Flexor Longo dos Dedos, Reto Femoral, Tibial Anterior, Gastrocnémio Interior, Extensor Longo do Halux, Extensor Longo dos Dedos, *Hamstring* Medial, Fibular/Peroneu, Soleu e Flexor longo do Halux.44
- Figura 5.8 - Sobreposição dos gráficos de transparência reduzida (25%) resultantes dos relatórios da fase de apoio para cada *trial* dos pacientes hemiparéticos do lado esquerdo. As linha vermelha e azul indicam a atividade do músculo do membro inferior direito e esquerdo, respetivamente. Da esquerda para a direita e de cima para baixo, por ordem, dados referentes ao músculo *Hamstring* Lateral, Gastrocnémio Exterior, Tibial Posterior, Flexor Longo dos Dedos, Reto Femoral, Tibial Anterior, Gastrocnémio Interior, Extensor Longo do Halux, Extensor Longo dos Dedos, *Hamstring* Medial, Fibular/Peroneu, Soleu e Flexor longo do Halux.45

- Figura 5.9 - Sobreposição dos gráficos de transparência reduzida (25%) resultantes dos relatórios da fase de apoio para cada trial dos pacientes hemiparéticos do lado direito. As linha vermelha e azul indicam a atividade do músculo do membro inferior direito e esquerdo, respetivamente. Da esquerda para a direita e de cima para baixo, por ordem, dados referentes ao músculo *Hamstring* Lateral, Gastrocnémio Exterior, Tibial Posterior, Flexor Longo dos Dedos, Reto Femoral, Tibial Anterior, Gastrocnémio Interior, Extensor Longo do Halux, Extensor Longo dos Dedos, *Hamstring* Medial, Fibular/Peroneu, Soleu e Flexor longo do Halux.46
- Figura 5.10 -Gráfico de dispersão de dados referentes à diferença de potência máxima entre lados (esquerdo-direito) nas diferentes fases da marcha do músculo *Hamstring* Lateral referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tónus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente. A- dados completos; B - dados sem o *outlier* do conjunto da marcha hemiparética direita.....52
- Figura 5.11 -Gráfico de dispersão de dados referentes à diferença de potência máxima entre fases da marcha (apoio-balanço) no músculo *Hamstring* Lateral esquerdo e direito referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tónus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente. A- dados completos; B - dados com eliminação do *outlier* do conjunto da marcha hemiparética direita.....53
- Figura 5.12 - Gráfico de dispersão de dados referentes à diferença de potência máxima entre lados (esquerdo-direito) nas diferentes fases da marcha do músculo Gastrocnémio Externo referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tónus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente. A- dados completos; B - dados com eliminação do *outlier* do conjunto da marcha hemiparética direita.....54
- Figura 5.13 - Gráfico de dispersão de dados referentes à diferença de potência máxima entre fases da marcha (apoio-balanço) no músculo Gastrocnémio Externo esquerdo e direito referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tónus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente. A- dados completos; B - dados com eliminação do *outlier* do conjunto da marcha hemiparética direita.....55
- Figura 5.14 Gráficos de dispersão de dados referentes à diferença de potência máxima entre A) fases da marcha (apoio-balanço) nos diferentes lados, B) lados (esquerdo-direito) nas diferentes fases da marcha, do músculo Tibial Anterior referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tónus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente.56
- Figura 5.15 - Gráficos de dispersão de dados referentes aos valores de frequência maximizante do lado A - esquerdo e B - direito, do músculo *hamstring* lateral referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tónus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente.....58
- Figura 5.16 - Gráficos de dispersão de dados referentes aos valores de frequência maximizante do lado A - esquerdo e B - direito, do músculo Gastrocnémio Exterior referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tónus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente.....59

Figura 5.17 - Gráficos de dispersão de dados referentes aos valores de frequência maximizante do lado A - esquerdo e B - direito, do músculo tibial anterior referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tônus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente.	60
Figura A.1 - Gráficos de dispersão de dados referentes à diferença de potência máxima entre A) fases da marcha (apoio-balanço) nos diferentes lados, B) lados (esquerdo-direito) nas diferentes fases da marcha, do músculo Extensor Longo dos Dedos referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tônus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente.....	73
Figura A.2 - Gráficos de dispersão de dados referentes à diferença de potência máxima entre A) fases da marcha (apoio-balanço) nos diferentes lados, B) lados (esquerdo-direito) nas diferentes fases da marcha, do músculo Gastrocnémio Interno referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tônus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente.	74
Figura A.3 - Gráficos de dispersão de dados referentes à diferença de potência máxima entre A) fases da marcha (apoio-balanço) nos diferentes lados, B) lados (esquerdo-direito) nas diferentes fases da marcha, do músculo <i>Hamstring</i> Medial referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tônus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente.	75
Figura A.4 - Gráficos de dispersão de dados referentes à diferença de potência máxima entre A) fases da marcha (apoio-balanço) nos diferentes lados, B) lados (esquerdo-direito) nas diferentes fases da marcha, do músculo Recto Femoral referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tônus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente.	76
Figura A.5 - Gráficos de dispersão de dados referentes à diferença de potência máxima entre A) fases da marcha (apoio-balanço) nos diferentes lados, B) lados (esquerdo-direito) nas diferentes fases da marcha, do músculo Soleu referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tônus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente.....	77
Figura B.1 - Gráficos de dispersão de dados referentes aos valores de frequência maximizante do lado A - esquerdo e B - direito, do músculo Extensor Longo dos Dedos referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tônus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente.	78
Figura B.2 - Gráficos de dispersão de dados referentes aos valores de frequência maximizante do lado A - esquerdo e B - direito, do músculo Gastrocnémio Interno referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tônus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente.....	79
Figura B.3 - Gráficos de dispersão de dados referentes aos valores de frequência maximizante do lado A - esquerdo e B - direito, do músculo <i>Hamstring</i> Medial referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem	

(losango) e a informação referente à classificação do tônus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente.....	80
Figura B.4 - Gráficos de dispersão de dados referentes aos valores de frequência maximizante do lado A - esquerdo e B - direito, do músculo Recto Femoral referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tônus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente.....	81
Figura B.5 - Gráficos de dispersão de dados referentes aos valores de frequência maximizante do lado A - esquerdo e B - direito, do músculo Soleu referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tônus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente.....	82

Lista de Tabelas

Tabela 2.1 - Informação sobre a localização, características e funções dos músculos estudados pelo CMRA.....	10
Tabela 2.2 - Zonas de Ativação de cada um dos músculos em análise.	14
Tabela 5.1 - Análise de parâmetros em estudo referentes aos músculos <i>Hamstring</i> Lateral, Gastrocnémio Exterior e Tibial Anterior dos dados de a) marcha saudável, b) marcha hemiparética esquerda e c) marcha hemiparética direita.	48

Lista de Abreviaturas

AVC Acidente Vascular Cerebral

CMRA Centro de Medicina de Reabilitação de Alcoitão

DE Densidade Espectral

EEMD *Ensemble Empirical Mode Decomposition*, Decomposição de Modo Empírico do Conjunto

EMG Eletromiografia

IMF *Intrinsic Mode Functon*, Função de Modo Intrínseco

MDF *Median Frequency*

MLC Músculo-Lado-Canal

MNF *Mean Frequency*

MUAP *Motor Unit Action Potencial*, Potencial de Ação da Unidade Motora

Capítulo 1

Introdução

Dado que este estudo se foca na análise de dados relativos a pacientes com uma condição específica, o acidente vascular cerebral, é relevante dedicar este capítulo introdutório à sua caracterização e às suas consequências na marcha, nomeadamente a marcha hemiparética. Isto servirá de fundamento para apresentação dos objetivos deste trabalho, tal como para a estrutura geral do documento.

1.1 Acidente Vascular Cerebral

Um evento de Acidente Vascular Cerebral (AVC) é definido como uma lesão abrupta focada no cérebro, medula espinhal ou retina, devido a alterações no fluxo sanguíneo, com sintomas e sinais prevalecendo por mais do que 24 horas e/ou com existência de irregularidades radiológicas de infarto ou hemorragias. Tendo por base a sua etiologia, um AVC pode ser classificado como isquémico, ocorrendo normalmente devido à oclusão de uma artéria por partículas (p.e. coágulos sanguíneos, placa lipídica acumulada); ou hemorrágico, através da rutura de um vaso no contexto de hipertensão, idade avançada, ou de malformações arteriovenosas. (Oczkowski et al., 2019).

O relatório da *American Heart Association* (Virani et al., 2021) revela que, no caso norte-americano, a taxa de mortalidade por AVC aumentou de 14.7 por cem mil habitantes em 2010 para 15.4 em 2016 na faixa etária dos 35 para os 64 anos; para adultos com mais de 65 anos, a mortalidade desceu de 299.3 para 271.4 por cem mil habitantes, mantendo-se, no entanto, significativamente elevada. O Instituto Nacional de Estatística (INE, 2020) revela que em 2018 o AVC foi identificado como a principal causa de óbito em Portugal (9.9% da mortalidade total) ao ter resultado na morte de 11 235 pessoas (Pires, 2020). Adiciona-se a isto que a literatura prevê que o AVC continuará a ser a segunda causa de potenciais anos de vida perdidos até 2040 (Foreman et al., 2018).

No entanto, os sobreviventes de um AVC usualmente sofrem sequelas significativas: a literatura aponta para uma percentagem de deficiência significativa resultante de AVC a longo termo variando entre 29% (Jönsson et al., 2014) e 45% (Yang et al., 2016), existindo estudos com percentagens intermédias como o de Hankey et al. (2002) com 36%¹. Os sobreviventes pós-AVC podem deparar-se com sequelas a longo termo nas mais diversas vertentes, incluindo, mas não exclusivamente: dificuldade na fala e reconhecimento da mesma, problemas de atenção, aprendizagem e memória, perda de visão, audição ou tato, inabilidade de movimento, problemas no controlo ou em expressar emoções, problemas na deglutição (podendo resultar em pneumonias) e, no geral, perda de capacidades na realização de atividades diárias como manter higiene pessoal, preparar refeições e vestir-se (Algurén et al., 2009).

Apesar da melhoria dos cuidados de saúde permitir um aumento na sobrevivência a esta lesão, é necessário ter em atenção o contexto recente relativo à pandemia do vírus de SARS-cov-2: um

¹ Estas variações podem ocorrer devido a fatores como diferenças na definição de deficiência e o tamanho da amostra (Yang et al., 2016).

inquérito da Sociedade Portuguesa do Acidente Vascular Cerebral realizado a 32 hospitais demonstra que metade teve o seu número de pacientes com AVC reduzido entre 25% a 50% nos primeiros meses de pandemia. É importante apontar que esta descida pode ser justificada como uma resposta ao receio de uma infeção pelo vírus em ambiente hospitalar, e não necessariamente numa diminuição do número de casos (Pires, 2020). Apesar de já se ter confirmado que o AVC ocorre infrequentemente em pacientes de COVID-19², normalmente limitando-se a situações com a presença de comorbilidades (Qureshi et al., 2021), os casos de AVC isquémico em pacientes de COVID-19 acabam por ser mais severos e com piores sequelas a nível funcional (Ntaios et al., 2020). A combinação do receio da população em recorrer a apoio médico, e a possibilidade de ocorrência de casos mais severos por contração do vírus da COVID-19, podem resultar num aumento significativo no número de óbitos e pacientes com incapacidade significativa resultante de AVCs devido a este período pandémico. Isto converte-se na necessidade de investimento em cuidados continuados, de modo a acompanhar estes sobreviventes para atenuar as suas sequelas de AVC.

1.2 Consequências a nível motor

É documentado que mais de 65% dos pacientes pós-AVC têm disfunções motoras 1 ano após o incidente (Cauraugh, 2003). Balaban e Tok (2014) apontam que pacientes pós-AVC que ainda apresentem capacidade de locomoção possuem padrões alterados, sendo que o mais significativo é a parestesia do corpo no lado contralateral à lesão cerebral. Este padrão é denominado como marcha hemiparética³, e é caracterizado por assimetria entre os lados parético e não-parético. O membro parético apresenta um movimento em massa⁴ que resulta numa deslocação em circundação ou semicírculo, com possível arrastamento dos dedos. Existem mudanças em termos espaciotemporais, cinemáticos e cinéticos, tal como nos padrões de eletromiografia (EMG) dinâmicos (Sheffler & Chae, 2015) nomeadamente a nível do tónus muscular.

No entanto, é necessário destacar que Jørgensen et al. (2015) determinaram que, após um programa de reabilitação obteve-se uma melhoria nas capacidades de locomoção de pacientes hemiparéticos. Partiu-se de uma amostra onde 51% dos pacientes não possuíam capacidade de marcha e 12% apresentavam capacidade reduzida (necessitando de assistência), para uma situação onde 11% dos indivíduos eram capazes de caminhar com assistência, enquanto 50% andavam independentemente. Cria-se assim a esperança de que, com a terapia adequada, muitos dos pacientes possam vir a recuperar as suas capacidades locomotoras para atingir, pelo menos, um nível que lhes permita recuperar a sua independência e autonomia. Para além da manutenção da sua independência, os pacientes pós-AVC que apresentem este tipo de marcha preocupam-se de igual modo com as assimetrias presentes a um nível estético, procurando recuperar uma marcha mais simétrica e, portanto, mais próxima do saudável (Nadeau, 2014).

Um dos principais problemas com que os profissionais de saúde se deparam durante o tratamento destas incapacidades consiste nos pacientes com marcha hemiparética constituírem um grupo heterogéneo, com diferentes graus de incapacidade e características da marcha entre si, sendo estas dependentes do tamanho e da zona da lesão (Nadeau, 2014). Torna-se assim significativa a determinação

² Ao contrário da correlação inicialmente considerada (Zayet et al., 2020; Mao et al., 2020; Oxley et al., 2020).

³ De notar que apesar dos termos Hemiparética e Hemiplégica apresentarem intensidades diferentes de paralisia, em ambiente clínico não é feita uma distinção entre estes (Kirtley, 2006).

⁴ Sem flexão adequada, fazendo com que a perna se mova como um todo.

e exploração de todos os parâmetros que possam ser relevantes para a caracterização do paciente, recorrendo-se a técnicas de avaliação da marcha avançadas, tal como análises cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas (Sheffler & Chae, 2015), podendo assim personalizar-se as terapias aplicadas para as necessidades individuais de cada paciente.

Adicionado a isto, é de notar que as análises realizadas em vários centros de terapia e recuperação, como o Centro de Medicina de Reabilitação de Alcoitão (CMRA), derivam da visualização direta dos gráficos obtidos, sendo que o seu carácter qualitativo não é ideal para este tipo de patologias. Adicionalmente, não só não é realizada uma análise de EMG no domínio da frequência. As escalas de classificação de certos parâmetros (p.ex. tónus muscular) mantêm um grande elemento de subjetividade mesmo com a uniformização dos critérios, sendo possível que dois profissionais coloquem o mesmo paciente em duas categorias diferentes, dificultando a comunicação entre os vários elementos do corpo clínico.

1.3 Objetivos

Este trabalho surge em seguimento de duas dissertações de mestrado onde foram desenvolvidas plataformas de análise de dados biomecânicos (Dimas, 2020) e de dados eletromiográficos no domínio do tempo (Correia, 2021) em colaboração com o Laboratório de Marcha do CMRA, e consiste na criação de uma ferramenta de análise de dados EMG no domínio da frequência que procura combater a subjetividade da análise dos dados obtidos ao providenciar parâmetros objetivos de um modo rápido e intuitivo.

Para essa finalidade, o trabalho encontra-se dividido em duas vertentes fundamentais e complementares: 1. A análise dos dados eletromiográficos em frequência, procurando evidenciar tendências desenvolvidas por pacientes hemiparéticos pós-AVC 2. A criação da previamente mencionada ferramenta de análise de dados eletromiográficos no domínio da frequência, surgindo como uma extensão da plataforma de análise de dados EMG no domínio temporal, já existente. Foi ainda pedido diretamente pelo corpo clínico a análise de uma possível ligação entre os parâmetros do EMG em frequência e a criação de uma escala de avaliação de tónus muscular objetiva, procurando remover assim os problemas resultantes da subjetividade na avaliação dos pacientes da escala atualmente utilizada.

Resumidamente, o objetivo último do trabalho é o de providenciar ferramentas aos profissionais do Laboratório de Marcha do CMRA e, possivelmente, outros centros clínicos, quer sejam teóricas ou concretas em termos de *software*. Espera-se assim possibilitar uma personalização cada vez maior da terapia de cada paciente de acordo com as suas necessidades específicas.

1.4 Estrutura global

Este documento encontra-se dividido em vários capítulos, incluindo a atual Introdução que contextualiza a temática e o problema em mãos; a Introdução Teórica servirá para providenciar ao leitor os conceitos base necessários para a compreensão da metodologia adotada e resultados obtidos; o Estado da Arte dará uma perspetiva sobre a informação disponível na literatura sobre o tema; a Metodologia irá focar-se no processo de desenvolvimento da plataforma e tratamento de dados resultantes da mesma, tal como das várias decisões tomadas ao longo do trabalho; os Resultados irão apresentar os dados obtidos

e sua respetiva análise; e, finalmente, a Conclusão pretende providenciar não só uma visão crítica ao trabalho desenvolvido como um todo, mas também opções de desenvolvimento futuro nesta área.

Capítulo 2

Fundamentos Teóricos

Neste capítulo será apresentada informação sobre a anatomia do membro inferior, a marcha humana na sua vertente saudável e hemiparética e ainda informação sobre eletromiografia, disponibilizando assim a informação necessária para o leitor acompanhar na sua plenitude o trabalho realizado.

2.1 Anatomia do Membro Inferior

Para um estudo adequado da marcha é necessário ter-se em consideração a estrutura anatómica dos membros inferiores. Esta abordagem será feita da região mais proximal (cíngulo do membro inferior) para a mais distal (pé).

É necessário apontar que esta análise irá ter por base recolhas realizadas pelo CMRA, principalmente na componente miológica, que será limitada aos músculos normalmente estudados pelo centro.

2.1.1 Artrologia

Começando pela região mais proximal, o cíngulo (também denominado como cintura pélvica) é constituído pela parte sacro-coccígea da coluna vertebral, pelos ossos coxais e pelas articulações e ligamentos que unem estes ossos entre si (Pina, 2014, p. 109). Este tem várias funções, das quais se destaca o suporte do peso corporal para o fémur quando da posição de pé, ou para as tuberosidades isquiáticas quando sentado, e os movimentos oscilatórios durante a marcha possibilitados pela rotação da articulação lombossacra, que auxiliam no balanço do corpo (Palastanga et al., 2000, p. 256). A Figura 2.1 apresenta um esquema dos movimentos realizados pela pelve.

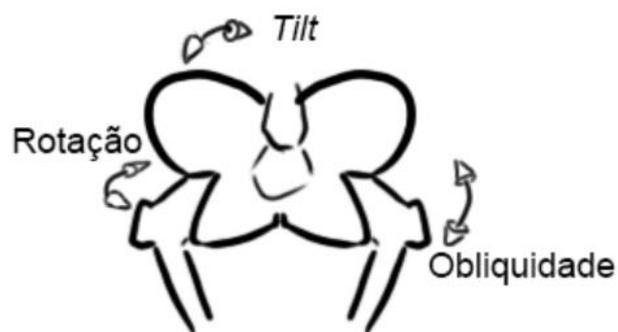


Figura 2.1 - Possíveis movimentos da pelve: Rotação, Tilt e Obliquidade;

A união do cíngulo com a região superior do membro inferior é feita pela articulação da anca, isto é, pela articulação coxofemoral, formada pela junção entre a cabeça do fémur e o acetábulo do osso coxal (Figura 2.2). Esta tem como principal função a de conceder suporte dinâmico do peso corporal, facilitando assim a transferência de força e carga para as extremidades inferiores, possibilitando então a mobilidade do indivíduo (Gold, 2020).

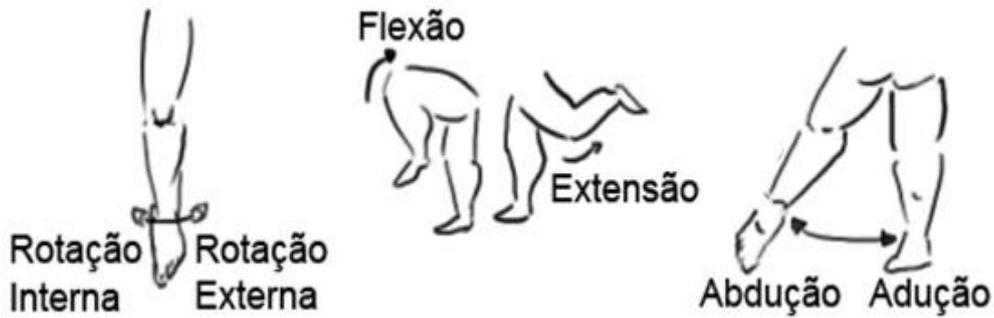


Figura 2.2 Possíveis movimentos da anca: Flexão, Extensão, Rotação Interna, Rotação Externa, Abdução e Adução;

O joelho, formado pelos côndilos do fêmur e da tíbia e a patela, providencia não só estabilidade, sustentando o peso do corpo (Palastanga et al., 2000, p. 376), como ainda uma grande capacidade de movimento, como pode ser observado na Figura 2.3.



Figura 2.3 – Possíveis movimentos do joelho: Flexão e Extensão;

Finalmente, é de destacar que a articulação do tornozelo é importante para a adaptação da marcha à superfície onde esta ocorre, regulando a flutuação da linha da gravidade (Palastanga et al., 2000, p.428) com recurso aos movimentos esquematizados na Figura 2.4.



Figura 2.2 - Possíveis movimentos do tornozelo: Dorsiflexão ou Flexão Dorsal, Flexão Plantar, Inversão e Eversão;

2.1.2 Miologia

Os movimentos descritos anteriormente são todos realizados devido à aplicação de força por parte dos músculos nos elementos estruturais do membro, os ossos, à semelhança do que acontece com um fantoche de cordel – uma postura estável ocorre quando existe um equilíbrio entre forças, incluído a da gravidade, ao contrário do movimento, que ocorre quando existe um desequilíbrio entre estas (Brown, 2002, p.41). No caso do corpo humano, quando um músculo se contrai, exerce força sobre o osso. Assim, é uma combinação de contração e relaxamento entre grupos musculares opostos que irá permitir o movimento. Introduzem-se então os conceitos de músculo agonista, que contribui para a realização do movimento, e antagonista, que se encontra relaxado (Biga et al., 2019). Quando existe uma troca das funções destes grupos musculares ocorre igualmente um movimento simétrico, como é o caso da flexão/extensão (Figura 2.5), abdução/adução, rotação externa/interna, flexão plantar/dorsiflexão e eversão/inversão.

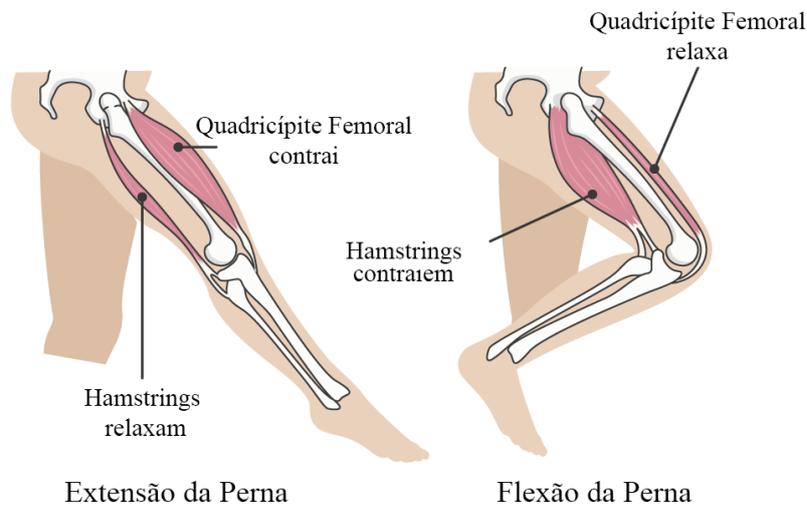


Figura 2.3 - Exemplo da ação de músculos agonista/antagonista na extensão/flexão da perna. Adaptado de Mechanisms of Joint Movement, n.d.;

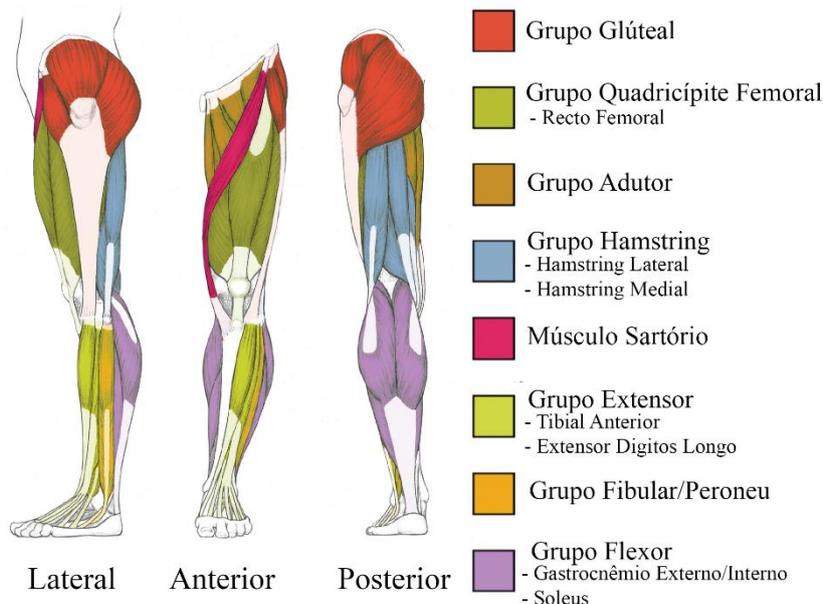


Figura 2.4 - Esquema dos vários grupos musculares superficiais da coxa e perna. Destacam-se os músculos estudados ao longo deste trabalho. Adaptado de Winslow, 2015, p. 142;

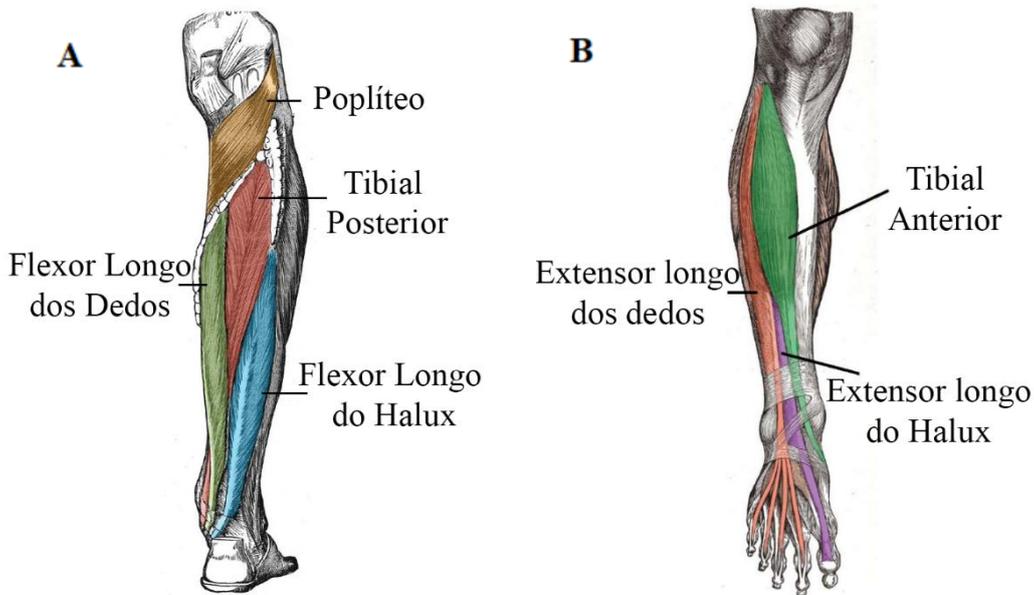


Figura 2.7 - Esquema dos músculos profundos da perna a) Visão Posterior; b) Visão Anterior. Adaptado de Jones, 2019 e Jones, 2020;

Devido a este mecanismo, é de esperar que músculos que contribuam para a realização de certos movimentos se encontrem colocados em locais anatómicos específicos devido a essa função, e que, no caso da perna, antagonistas se encontrem simetricamente aos agonistas relativamente ao plano coronal. Nesse sentido, pode-se observar na Figura 2.6 e 2.7 a posição anatómica de vários destes grupos musculares da coxa e da perna, e na Tabela 2.1 a lista de todos os músculos considerados durante as recolhas do CMRA juntamente com a sua função nos movimentos analisados.

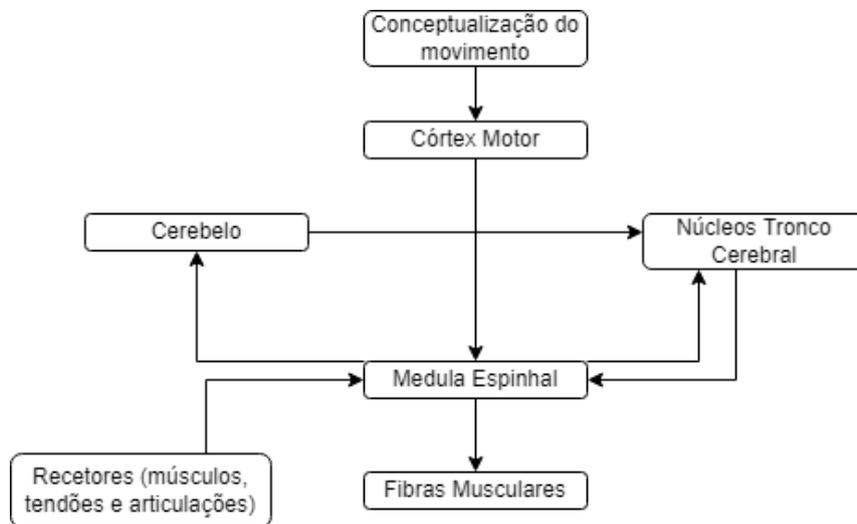


Figura 2.8 - Diagrama das relações neuronais no controlo muscular. Adaptado de Rose & Gamble, 2006, p. 107;

O controlo motor por via do sistema nervoso pode ser resumido no diagrama da Figura 2.8. A contração muscular ocorre devido a sinais motores proveniente do córtex motor, sendo criado um potencial de membrana nesta região após comunicação com o córtex cerebral com informação do movimento conceptualizado. Este potencial viaja através do tronco cerebral e trato piramidal para atingir o corno anterior da medula. Os potenciais de ação então gerados pelas células do corno anterior circulam através de axónios do nervo periférico (neurónios motor alfa) até à placa motora (junção sináptica). Após realizada a contração, variações na mesma dependem da comunicação de recetores sensoriais

especializados do músculo com o sistema nervoso central, sendo esta assegurada por fibras musculares e neuronais altamente especializadas que providenciam informação sobre o comprimento do músculo e tendão, tensão, e velocidade de contração (Rose & Gamble, 2006, p. 107). Esta comunicação permite a manutenção de um movimento suave e preciso, através de contrações musculares coordenadas.

Aumentar a força da contração é possível quer pelo aumento da taxa de ativação de neurónios motores alfa, quer por recrutamento de mais e/ou maiores unidades motoras. Assim, a contração do músculo esquelético é mantida por atividade assíncrona de vários neurónios motor alfa que constituem o conjunto de neurónios motores que enervam cada músculo. O nome dado ao sinal elétrico gerado nas fibras musculares como resultado do recrutamento de uma unidade motora é potencial de ação da unidade motora, normalmente representado pela sigla em inglês MUAP (Winters, 1990, p.191).

Tabela 2.1 - Informação sobre a localização, características e funções dos músculos estudados pelo CMRA.

MÚSCULO COMO ANOTADO	LOCALIZAÇÃO	CARACTERÍSTICAS	FUNÇÃO ^a														
			ANCA						JOELHO		TORNOZELO						
			FLEXÃO	EXTENSÃO	ABDUÇÃO	ADUÇÃO	R. INTERNA	R. EXTERNA	FLEXÃO	EXTENSÃO	F. PLANTAR	F. DORSAL	INVERSÃO	EVERSÃO			
Glúteo	Região Glútea	Conjunto dos 3 Músculos Glúteos, o Máximo (mais superficial), Médio e Mínimo.		X	X			X	X								
<i>Hamstring Lateral</i> ^b	Região Posterior Coxa	Formado pelo Músculo Bicípite Femoral		X					A	X							
<i>Hamstring Medial</i> ^b	Região Posterior Coxa	Formado pelos Músculo Semitendinoso e Músculo Semimembranoso		X				A		X							
Recto Femoral	Região Antero-Lateral da Coxa	Parte do Músculo Quadrícipite Femoral, sendo o mais superficial do conjunto	X		A						X						
Gastrocnémio Externo	Região Posterior Coxa (superficial)	Parte do Músculo Tricípite Sural, cabeça lateral do Músculo Gastrocnémio								A		X					
Gastrocnémio Interno	Região Posterior Coxa (superficial)	Parte do Músculo Tricípite Sural, cabeça medial do Músculo Gastrocnémio								A		X					

Nota: Informação referente à localização e características musculares adaptadas de Pina, 2015, pp. 239-273; Informação da função muscular adaptadas de Pina, 2015, pp. 319-323.

^a - X indica função principal, enquanto A indica função acessória.

^b – Distinção entre *hamstring* medial e lateral obtida de Meeden (2016).

Tabela 2.1 - (Continuação)

MÚSCULO COMO ANOTADO	LOCALIZAÇÃO	CARACTERÍSTICAS	FUNÇÃO												
			ANCA						JOELHO		TORNOZELO				
			FLEXÃO	EXTENSÃO	ABDUÇÃO	ADUÇÃO	R. INTERNA	R. EXTERNA	FLEXÃO	EXTENSÃO	F. PLANTAR	F. DORSAL	INVERSÃO	EVERSÃO	
Soleu	Região Posterior Coxa (Superficial)	Parte do Músculo Tricípite Sural, anterior ao músculo gastrocnémio										X			
Tibial Posterior	Loca posterior da perna (Profundo)	Situado entre o músculo flexor longo dos dedos e o músculo flexor longo do halux.										A		X	
Tibial Anterior	Loca anterior da perna	Músculo mais medial da loca anterior da perna.											X	X	
Fibular/Peroneu	Região lateral da perna	Conjunto dos Músculos fibular longo (mais superficial), curto e terceiro.										A	X		X
Flexor Longo do Halux	Loca posterior da perna	Entre o músculo tibial anterior e o músculo extensor longo dos dedos.										A	X	A	
Flexor Longo dos Dedos	Região posterior da perna	Músculo mais medial da região posterior da perna										A	X	A	
Extensor Longo do Halux	Loca Lateral da Perna (Profundo)	Lateral ao músculo tibial anterior										X	A		
Extensor Longo dos Dedos	Loca Posterior da Perna (Profundo)	Lateral ao músculo flexor do halux longo										X	A		X

2.2 Marcha Humana

Focando-nos agora na marcha humana, é necessário apresentar não só as suas características em indivíduos sem patologia associada, mas também na forma como esta é alterada numa situação de hemiparesia pós-AVC.

2.2.1 Marcha Saudável

Whittle et al. (2011, p. 29) define a marcha como “um método de locomoção envolvendo o uso dos dois membros inferiores, alternadamente, de modo a providenciar tanto apoio como propulsão”, sendo a distinção de correr feita com a obrigatoriedade de um pé se encontrar sempre em contacto com o chão. O autor aponta ainda para a necessidade de considerar que o estudo da marcha “saudável” ocorre assumindo uma uniformização não só de recolhas, anulando diferenças naturais como aquelas entre lado dominante e não-dominante, mas também de características referentes aos diferentes sexos, idades e geometrias. Assim, nem todos os desvios do padrão da marcha saudável devem de ser considerados patológicos.

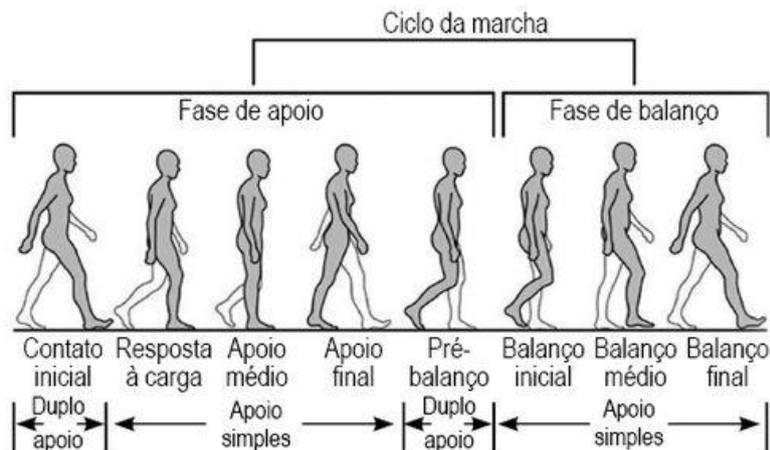


Figura 2.5 - Fases do ciclo da marcha saudável. Adaptado de Marques, 2021;

Em termos de parâmetros espaciais, é necessário diferenciar o passo da passada, sendo que o primeiro consiste no movimento de um pé à frente do outro, e o último numa sequência de passos entre os dois pés. Um ciclo da marcha (Figura 2.9) é então equivalente a uma passada, iniciando-se no instante onde um pé faz contacto com o chão e terminando na próxima vez que esse mesmo pé fizer novo contacto com este (Baker, 2013, p. 8).

Abordando agora os parâmetros temporais, podemos definir o tempo da passada como a duração de um ciclo da marcha. Este normalmente é apresentado de forma indireta como cadência, que consiste no número de passos por período temporal, normalmente passos por minuto (Whittle et al., 2011, p. 34). Portanto, a velocidade da marcha pode ser dada pela Equação 2.1.

$$v_{\text{caminhar}} = \frac{\text{cadência} \times \text{comprimento do passada}}{120} \quad (2.1)$$

A marcha divide-se em fase de apoio, onde o pé se encontra em contacto com o chão, e fase de balanço, onde o pé não está em contacto com o mesmo, tendo uma divisão temporal de 60% de apoio

para 40% balanço (Baker, 2013, p. 11). O apoio pode ainda ser separado em primeiro apoio duplo (do toque do calcanhar à elevação dos dedos), apoio simples (da elevação dos dedos ao toque do calcanhar do pé oposto) e segundo apoio duplo (do toque do calcanhar à elevação dos dedos, sempre do pé oposto). A ativação muscular em cada fase encontra-se resumida na Tabela 2.2.

No entanto, cada um de nós tem o seu modo idiossincrático de caminhar, sendo necessário apontar que existem vários fatores que podem levar à diferenciação de padrões de marcha entre indivíduos sem que essas divergências sejam necessariamente patológicas. Parâmetros como o sexo, a idade, e geometria corporal (Whittle et al. 2011, p. 29) podem afetar grandemente a marcha, tornando-a tão única que o seu estudo, enquanto característica biométrica identificadora, tem vindo a desenvolver-se e tornar-se cada vez mais relevante, conforme estudado por Rashmi e Guddeti (2022).

Relativamente à idade, obtém-se uma marcha com muitas das características da marcha adulta aos 7 ou 8 anos (Rose & Gamble, 2006, p.119), ficando praticamente inalterável em vários parâmetros como a velocidade, parâmetros cinemáticos e equilíbrio postural até os 60 anos (Rose & Gamble, 2006, p.131). No geral, a capacidade de gerar força, massa muscular e densidade óssea tendem a diminuir com a idade. A redução na geração de força leva a uma maior ativação muscular e ao recurso a medidas de compensação para propulsão. A redução de massa muscular normalmente surge em prol do aumento da percentagem de massa gorda, havendo assim uma alteração da composição corporal. Adiciona-se a isto a tendência de aumento de massa na parte superior do corpo em detrimento da inferior, movendo o centro de massa para cima, juntamente com uma deslocação para a frente com mudanças na postura. A menor velocidade ocorre pelo aumento de tempo em apoio duplo com diminuição do tamanho da passada, e não na diminuição da cadência. Observa-se uma diminuição na capacidade de início de balanço (*push off*) e um início de apoio com pé mais plano (menor flexão dorsal) (Rosa & Gamble pp.133-137).

2.2.2 Marcha Hemiparética

A marcha hemiparética é caracterizada pela sua assimetria, apresentando 6% de diferença entre os membros inferiores tanto em termos de força vertical como dos parâmetros temporais (Patterson et al., 2008; Kim & Eng, 2003). Uma das maneiras que esta assimetria normalmente se manifesta é através de um padrão de movimento primitivo em massa (sinergia obrigatória) do lado parético devido a alterações no tónus muscular, reduzindo a capacidade de execução de movimentos como a flexão do joelho. Isto leva à necessidade de criação de ajustes compensatórios não só da anca como do lado não-parético (Balaban & Tok, 2014).

De modo a fazer uma análise adequada desta marcha é necessário definir o conceito de espasticidade muscular, sendo esta uma sequela prevalente em pacientes com lesões neurológicas a nível do sistema nervoso central. Define-se como sobreatividade muscular, consistindo numa forma de hipertonia devido a hiperexcitabilidade dos reflexos miotáticos tónicos (Sheean, 2002). A presença de espasticidade é visível quando uma extensão⁵ rápida do músculo induz a presença de clónus, a contração muscular involuntária e rítmica (Boyras et al., 2015), sendo que muitas vezes a hipersensibilidade a movimentos mais lentos pode não ser detetada. De notar que a espasticidade, no geral, reduz a capacidade de suporte de tensão de cedência⁶ dos músculos durante o apoio (Perry, 1992, p. 179).

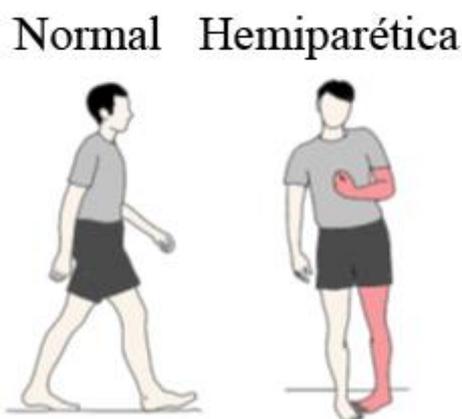


Figura 2.6 – Esquema de comparação da marcha normal com a marcha hemiparética. A vermelho estão representados os membros que sofreram alterações significativas – Hemiparesia esquerda. Adaptado de Esfahani & Nussbaum, 2019;

Na marcha hemiparética, usualmente, o tornozelo possui um movimento de flexão dorsal pouco pronunciado com excessiva flexão plantar (pé equino) com possibilidade de ter igualmente inversão excessiva (pé varo) devido a espasticidade dos músculos soleu e gastrocnémio. Normalmente verifica-se hiperextensão do joelho (*genu recurvatum*) em conjunto com flexão inadequada (joelho rígido) (Perry, 1992. 312). Isto resulta numa inclinação do tronco para a frente e para o lado não-parético, alterando toda a dinâmica da marcha ao criar uma necessidade por parte do corpo de procurar uma

⁵ Em alguns casos pode surgir como reação à flexão.

⁶ Tensão máxima que o músculo suporta em regime elástico, isto é, antes da distensão muscular.

melhor base de apoio e uma distribuição eficiente do peso⁷ (Balaban & Tok, 2014). Os pacientes adotam uma postura denominada como de Wernicke-Mann (Figura 2.10), onde, em conjunto com as alterações mencionadas do tronco e do membro inferior, o membro superior do lado parético encontra-se fletido contra o peito, resultante da espasticidade dos flexores do membro superior (Guzik et al. 2016). As espasticidades dos músculos extensores resultam no movimento do membro inferior em semicírculo/ de circundação, com dificuldade no levantamento dos dedos.

Estes pacientes apresentam também pouco controlo motor seletivo e reações de equilíbrio perturbadas (Balaban & Tok, 2014). As alterações no controlo motor seletivo impedem o paciente de controlar adequadamente o momento e intensidade da contração muscular (Perry, 1992, p.180).

Outras características a apontar são as assimetrias temporais da marcha hemiparética, sendo caracterizadas por um tempo de balanço prolongado no membro parético, com o correspondente aumento do tempo de apoio do membro não-parético (Kim & Eng, 2003). Os padrões espaciais ou assimetrias relativos ao tamanho das passadas costumam ser significativamente diferentes entre pacientes (Balaban & Tok, 2014).

Estes pacientes apresentam uma velocidade reduzida⁸ e um aumento do custo energético da marcha (Wist et al., 2016), elementos que contribuem para uma diminuição da qualidade de vida destes. No entanto, é de notar que estes pacientes têm alguma capacidade de compensação destas disfunções com recurso ao membro não-parético (Perry, 1992, p. 312), podendo até vir a recuperar uma velocidade próxima do normal. Isto pode levar não só à dificuldade de deteção da verdadeira extensão da incapacidade, como também ao desenvolvimento de alterações no membro não-parético devido ao esforço acrescido. Destaca-se assim a necessidade de métodos de deteção destas incapacidades de modo a serem foco de tratamento personalizado e aponta-se as assimetrias espaço-temporais como melhores indicadores da funcionalidade do que a velocidade, tal como auxiliares diretos na determinação de estratégias de intervenção.

Relativamente à necessidade de deteção da incapacidade acima referida, e salientando a ideia fundamental deste capítulo de que os pacientes pós-AVC com marcha hemiparética apresentam uma combinação única das diferentes disfunções da marcha e que as descrições acima realizadas apenas auxiliam na apresentação da problemática em mãos *grosso modo*, destaca-se o recurso à eletromiografia, que é, segundo Perry (1992, p.181) “o único meio de definir com precisão os padrões de função muscular disfuncional que contribuem para os erros da marcha específicos de cada paciente”.

⁷ É de adicionar que a espasticidade dos músculos flexores da anca restringe o movimento do corpo no apoio médio e final, enquanto a do conjunto quadríceps femoral impede as preparações necessárias para o avanço do membro que ocorreriam normalmente no pré-balanço (Perry, 1992, p. 179).

⁸ 0,23 m/s a 0,73 m/s segundo Olney e Richards (1996), comparado com os 1,434 m/s para homens saudáveis dos 40 aos 49 anos apresentado por Bohannon e Andrews (2011). Holden et al. (1986) identificaram uma velocidade de 0,6 m/s como a velocidade mínima para o paciente ter um “grau razoável de independência funcional”, tal como a habilidade de deambular sobre todas as superfícies e todas as elevações.

2.3 Eletromiografia

A eletromiografia providencia informação sobre qual o músculo (ou grupos musculares) responsável pela geração de um movimento, consistindo no traçado do sinal elétrico associado à contração muscular, isto é, à soma algébrica de todos os MUAPs transmitidos pelo tecido muscular naquele momento. Existe então uma relação entre a informação providenciada por EMG e a tensão muscular. Várias variáveis podem alterar o sinal, como a velocidade de contração ou extensão do músculo, a taxa de aumento da tensão, a fadiga ou a presença de reflexos⁹ (Winter, 1990, p.191).

2.3.1 Recolha

Os dados eletromiográficos costumam ser recolhidos em conjunto com os dados cinemáticos, normalmente com sensores de superfície, podendo recorrer-se a sensores intramusculares para obterem-se dados com maior qualidade do grupo muscular em análise, principalmente quando estes se encontram em profundidade. No caso do Laboratório de Marcha do CMRA, são utilizados os dois tipos de sensores. Os sensores superficiais são constituídos por discos metálicos que medem a atividade média dos músculos superficiais, providenciando a maior reprodutibilidade de resultados. No entanto, os eletrodos intramusculares não são nada mais do que uma agulha hipodérmica com um condutor insolado no seu interior, exposto ao tecido muscular no final da agulha. O seu tamanho, aproximado ao de um cabelo humano, dá-lhe o seu nome comum *fine wire*. É de esperar que os sensores superficiais tenham tendência a capturar mais ruído, nomeadamente sinais de músculos vizinhos. No entanto, ambos os tipos de sensores apresentados irão capturar mais eficazmente os MUAPs mais próximos, sendo que os mais distantes surgem reduzidos em amplitude (Winters, 1990, p.192).

Os dados podem apresentar ruído na forma de outros sinais biológicos registados (p.ex, dados de eletrocardiograma observados num EMG de músculos torácicos), ou de interferências externas como a linha elétrica (*hum*) ou de máquinas presentes na sala de recolha como aparelhos de telecomunicação. Artefactos caracterizam-se como ruído resultante de sinais gerados pelo próprio sistema de captura, quer sejam os sensores ou os cabos associados a estes.

Para a recolha de dados eletromiográficos é necessário o uso de um amplificador, independentemente do tipo de sensores utilizados, de modo a amplificar o sinal linearmente. Segundo Winter (1990, pp. 196-203), os pontos a considerar na especificação de amplificadores de EMG são o ganho (rácio da voltagem de saída relativamente à de entrada, sendo que o sinal de EMG amplificado não deve exceder o intervalo esperado pelo equipamento de gravação), a impedância de entrada (resistência alta o suficiente para não atenuar o sinal), a resposta em frequência (a largura em frequência deve ser capaz de amplificar, sem atenuação, todas as frequências presentes no EMG) e a rejeição a modo comum (eliminar o sinal presente em ambos os terminais ativos (*common-mode signal*) para assim remover a maior parte do ruído, principalmente o *hum* da linha de alimentação, normalmente recorrendo a um amplificador diferencial com conexão “terra”, isto é, à própria linha de alimentação).

⁹ Reação automática do corpo como resposta a um estímulo.

2.3.2 Processamento

É necessário, depois de devidamente medido e amplificado, realizar o processamento do sinal de EMG de modo a este poder ser devidamente gravado e correlacionado com outros sinais fisiológicos ou biomecânicos. Algumas das possíveis etapas neste processo incluem a retificação de onda completa, a aplicação de um envelope linear e a integração do sinal (Winter, 1990, pp. 204-206), podendo ainda incluir etapas como *detrending*, como visualizado nas etapas de processamento representadas na Figura 2.11 e 2.12, e abordado neste subcapítulo.

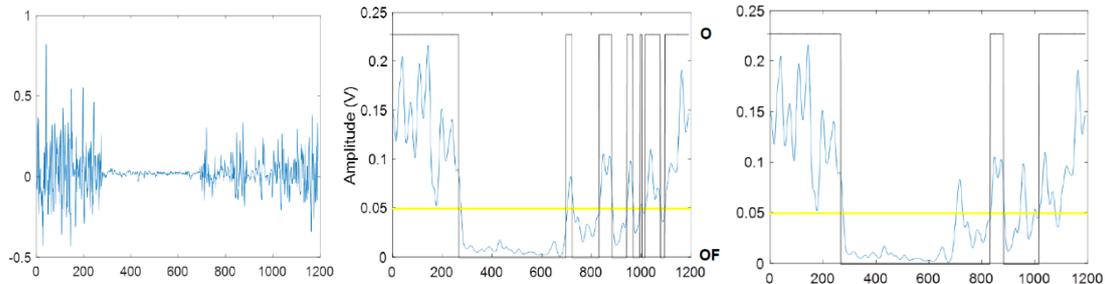


Figura 2.7 - Processamento de dados eletromiográficos. Da esquerda para a direita: 1) Informação direta da gravação de EMG de um ciclo completo que foi recolhida a 1000 Hz; 2) posteriormente filtrada, *detrended* e retificada. O sinal processado (azul) foi analisado por conjuntos de picos (linha preto) com amplitudes superiores ao limite (média do ensaio, linha amarela); 3) o pós-processamento rejeitou qualquer transição inferior a 30 ms. Adaptado de Rozanski et al., 2019;

O sinal original de EMG, devido à sua natureza, assume um valor médio de zero. Com a retificação de onda completa, que gera o valor absoluto do sinal de EMG, o sinal retificado nunca assume valores negativos, sendo então possível determinar uma média que flutua com a força da contração muscular.

Pode ser então aplicado um envelope, isto é, filtrar o sinal retificado por onda completa com um filtro passa-baixo. A escolha do filtro é de particular importância, dado que o intervalo de frequências para sinais biológicos encontra-se, aproximadamente, dos 20 até aos 500 Hz (Go et al., 2014). Assim, a literatura aponta para a utilização de um filtro passa-baixo com uma frequência de corte de 400 a 500 Hz (DeLuca et al., 2010, Boxtel, 2001) e pelo menos de segunda ordem. Se a frequência de corte for muito baixa irá ocorrer remoção de informação pertinente e o envelope irá ter um atraso ao acompanhar aumentos e diminuições rápidas na amplitude do sinal. No entanto, se for muito elevada, o sinal irá manter ruído desnecessariamente. Um filtro passa-alto pode também ser utilizado para remover ruído e artefactos de baixa frequência (0-20 Hz (DeLuca et al., 2010)), tendo uma frequência de corte recomendada entre 5 e 30 Hz (DeLuca et al., 2010, Boxtel, 2001).

Existem várias formas de realizar a integração do sinal, de modo a medir a área sob a curva traçada. É possível iniciar a integração num ponto temporal e continuar até percorrer a(s) atividade(s) muscular(es). Outra forma de determinar este valor consiste em considerar potência zero em intervalos regulares de tempo (40-200 ms), sendo que cada pico representa então a tendência da média do EMG no intervalo temporal anterior. Pode-se igualmente utilizar um método que recorra a um *reset* do valor do integral quando um certo limiar no valor de voltagem é atingido, mendindo-se a força da contração muscular pela frequência dos pontos de retoma ao valor base.

O sinal pode ainda ser *detrended*, isto é, como o nome indica, ter as suas tendências removidas. Isto permite a análise nas flutuações do sinal para além de qualquer tendência que este possa apresentar, normalmente surgindo como aumento ou diminuição linear dos valores ao longo do tempo. Isto pode ocorrer, por exemplo, quando existe um movimento no sensor ou quando ocorrem alterações no contacto com a pele. Para tal, remove-se o valor médio do sinal, ou a linha de menor ajuste pelo método dos mínimos quadrados, quando necessário, a cada ponto individual.

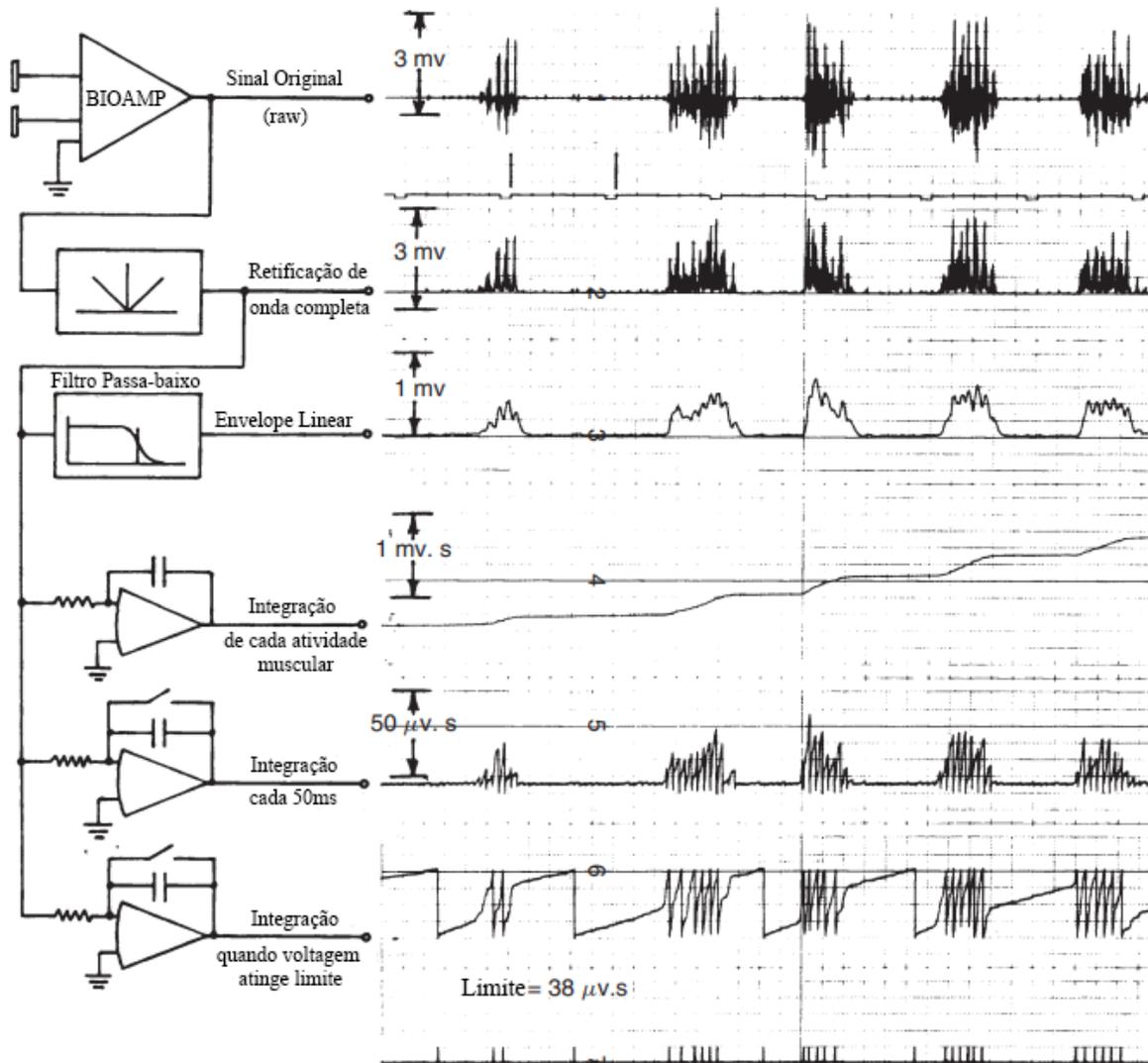


Figura 2.8 - Diagrama de várias etapas de processamento de EMG. Adaptado de Winter, 1991, p. 205;

No entanto, apesar de geralmente os dados EMG serem apresentados de uma forma numérica pertencente a um intervalo de tempo finito, alterando-se em função do tempo, sob a forma de voltagem, o sinal original pode ser processado em vários domínios, como o já referenciado domínio do tempo e, mais relevante para este trabalho, o domínio da frequência (Boostani & Moradi, 2003). Isto permite a decomposição do sinal nos seus componentes em frequência (Go et al., 2014). É de notar a possibilidade de decomposição do sinal em função da frequência, sendo isto denominado como densidade espectral (DE) (Figura 2.13).

Podem-se definir duas abordagens de estimação de DE, sendo estas não paramétricas ou paramétricas. Os métodos não paramétricos não assumem um modelo particular para o sinal em análise e estimam a DE diretamente das medições, sendo capazes de providenciar estimativas imparciais quando

existe um número suficientemente elevado de observações independentes. Um exemplo deste tipo de estimação são os métodos baseados na transformada de Fourier, como o periodograma, o método de Barlett e o método de Welch. Por outro lado, os métodos paramétricos assumem que o sinal pode ser modelado como a saída de um sistema linear onde a entrada consiste em ruído branco. (Zhang et al., 2010), como ocorre nos modelos de média movel e nos modelos autorregressivos (Rahi & Mehra, 2014).

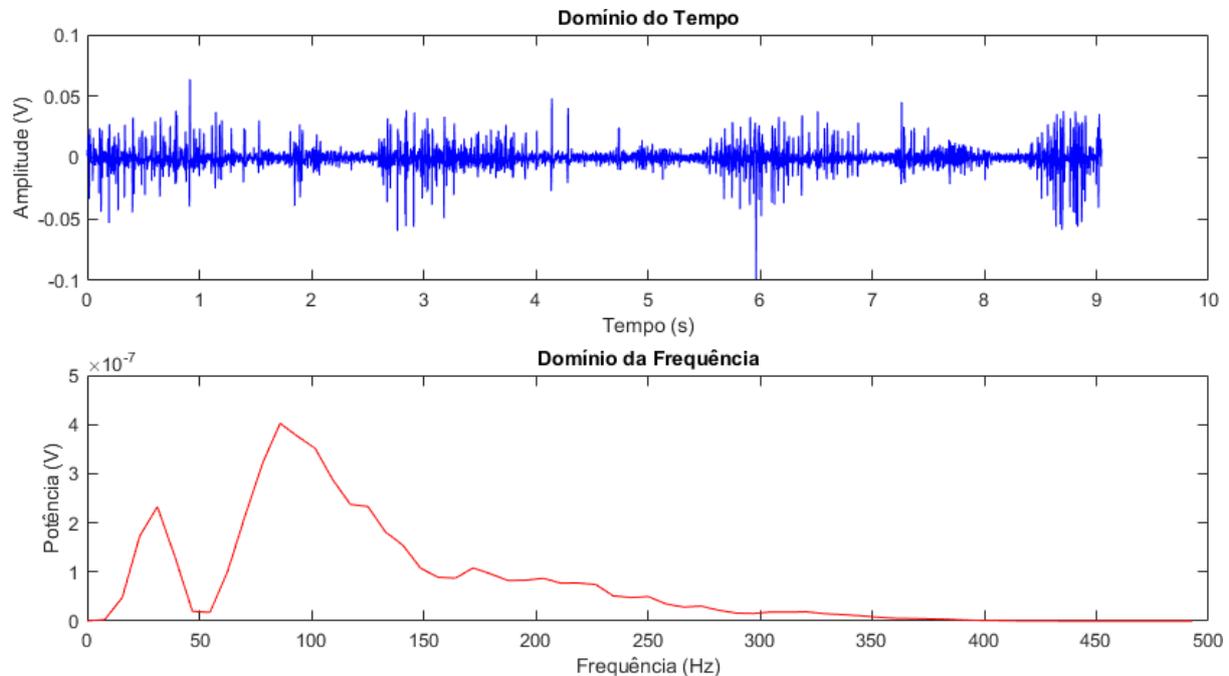


Figura 2.9 - Sinal de EMG do músculo *hamstring* lateral durante a marcha com padrão saudável no domínio do tempo e no domínio da frequência;

O método de Welch inicia-se com a divisão da informação do domínio temporal em segmentos que se podem sobrepor. É aplicada então uma janela de *Hamming*, usualmente não retangular¹⁰. De seguida, o periodograma dos segmentos é determinado com o cálculo da transformada de Fourier discreta. É então determinada a média dos periodogramas individuais, que reduz a variância da estimativa relativa a um único periodograma da informação completa. Isto resulta num conjunto de dados de potência em função de gamas (*bins*) de frequência (Rahi & Mehra, 2014).

2.3.3 Análise

Alguns dos parâmetros mais comuns de analisar em EMG são a raiz dos quadrados médios, a frequência média e a mediana das frequências, sendo os últimos dois extraídos da DE do sinal (Zhang et al., 2008). Esta análise providencia informação importante no estudo da fadiga muscular e possibilita a análise de recrutamento de unidades motoras (Phinyomark et al., 2012a).

A raiz dos quadrados médios (RMS), tal como o nome indica, é a raiz quadrada da potência média quadrada (Phinyomark et al., 2012a), matematicamente representada na Equação 2.1. Providencia informações sobre a ativação muscular e a força gerada por refletir a atividade fisiológica durante a contração muscular. (Fukuda et al. 2010)

¹⁰ De modo a reduzir a influencia dos dados no final dos segmentos, isto é, da informação que se sobrepõe.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (2.1)$$

onde x_i representa o sinal de EMG num segmento i e N representa o comprimento total do sinal.

A frequência média (MNF – *mean frequency*) é dada pela soma do produto da potência e da frequência sobre a soma total da intensidade espectral (Phinyomark et al., 2012a) e é determinada segundo a Equação 2.2

$$MNF = \frac{\sum_{j=1}^M f_j P_j}{\sum_{j=1}^M P_j} \quad (2.2)$$

com f_j sendo a frequência do espectro na gama de frequência j , P_j o valor do espectro de frequência do EMG na gama de frequência j e M o número total de gamas.

A mediana das frequências (MDF – *median frequency*) é a frequência na qual o espectro é dividido em duas regiões de igual amplitude (Phinyomark et al., 2012a).

Existem bastantes outros parâmetros de interesse neste domínio, tal como a potência total e frequência maximizante, que serão aprofundados mais à frente por consistirem no foco deste trabalho.

O espectro de potência do sinal EMG é influenciado por vários fatores como a velocidade de condução da fibra muscular, o número de unidades motoras que disparam próximo do sensor e as condições de recolha (Fuglsang-Frederiksen & Rønager, 1988). Em particular, a frequência média, a mediana da frequência e a potência relativa a 1400 Hz (Fuglsang-Frederiksen & Rønager, 1988; Zhang et al., 2008) diminuem com o aumento do intervalo de disparo. Componentes de elevada frequência surgem no espectro quando são recrutadas fibras motoras rápidas, isto é, quando existe um grande volume de recrutamento de fibras musculares (Wakeling & Rozitis, 2004), e quando a taxa de disparo é elevada (Fuglsang-Frederiksen & Rønager, 1988).

Capítulo 3

Estado da Arte

A análise EMG no domínio do tempo em pacientes pós-AVC é uma ferramenta frequentemente utilizada pelo seu valor no estudo específico dos padrões musculares individuais. Na generalidade, é possível afirmar que as amplitudes e os padrões fásicos dos músculos dos membros inferiores de pacientes hemiparéticos diferem significativamente dos das pessoas saudáveis (Balaban & Tok, 2014). Isto não indica, no entanto, que não existam várias diferenças entre pacientes (Otter et al., 2007), reforçando a ideia de heterogeneidade entre pacientes com marcha. Algumas das características frequentemente observadas incluem a diminuição da amplitude do EMG obtido dos músculos do membro parético, contração prematura, duração prolongada do estímulo durante o ciclo de marcha, e traçados que diferem do padrão normal em termos de forma. (Daly et al., 2011; Higginson et al. 2006). Em situações com baixa cadência existe a necessidade de aumentar a atividade muscular durante a fase de apoio de modo a manter a estabilidade necessária. Existe também uma tendência de coativação prolongada dos músculos quadríceps e *hamstrings* no membro inferior não-parético (Jonsdottir et al., 2009).

Um estudo de Daly et al. (2011) sugere que as características temporais anormais apresentadas, tal como atrasos nos períodos de ativação e desativação muscular e a dissociação anormal de ativação justificam a incapacidade de coordenação entre membros inferiores nos pacientes pós-AVC, sendo essas “alvos importantes para reabilitação”.

No entanto, a análise de dados EMG no domínio da frequência é mais incomum. Destacam-se alguns trabalhos, como de Hussain & Park (2021), que na análise de parâmetros de EMG espectrais em pacientes pós-AVC demonstram diferenças significativas em vários parâmetros dos músculos *hamstring* lateral e gastrocnémio lateral: no caso da frequência maximizante, os pacientes pós-AVC apresentaram um valor reduzido relativamente ao controlo; a potência total destes músculos foi mais elevada no grupo pós-AVC. Assim, ambos parâmetros são considerados relevantes para a análise deste padrão de marcha. Isto surge em contraste com a situação de estudo de indivíduos sem-patologia, onde a análise da frequência maximizante não é considerada tão relevante comparativamente à de outros parâmetros mais utilizados como a mediana e a média da frequência (Phinyomark et al., 2012a; Sadoyama et al., 1983).

Um estudo piloto de Fujita et al. (2021) focou-se na fadiga muscular de pacientes pós-AVC, resultante de períodos extensos de marcha. A equipa concluiu que, em situação de fadiga, a amplitude do sinal EMG do músculo tibial anterior diminui na fase de pré-balanço e aumenta no músculo reto femoral durante o apoio simples. Estas diferenças são semelhantes no lado parético e não-parético e únicas para este grupo quando comparado com o grupo de controlo.

O trabalho realizado por Tan et al. (2020) fez a análise de fatores como o recrutamento de unidades motoras e os tempos de disparo no domínio da frequência. Para tal, decompôs o sinal em diferentes funções de modo intrínseco (*Intrinsic Mode Function* - IMF) usando a decomposição do modo empírico

do conjunto (*Ensemble Empirical Mode Decomposition - EEMD*)¹¹. Destaca-se a verificação dos padrões anormais de marcha como o pé varo e o prolongamento da fase de apoio não só nos pacientes que demonstram visualmente essa marcha anormal, mas igualmente em outros pacientes pós-AVC sem esse padrão evidente de marcha patológica. Os autores também referem que, apesar de haver uma aproximação ao saudável em termos dos parâmetros temporo-espaciais durante a reabilitação, os padrões demonstrados pelos IMFs continuam alterados, relembrando a necessidade do acompanhamento por eletromiografia destes pacientes para evitar técnicas de compensação que possam levar a lesões.

Para além deste foco da literatura, é necessário apontar a situação na análise de dados EMG em ambiente clínico. Apesar dos profissionais do CMRA fazerem proveito do seu acesso a ferramentas avançadas de análise da marcha em termos dos seus parâmetros cinemáticos, cinéticos e de eletromiografia, como a utilização conjunta de sensores superficiais e *fine wire* na análise EMG, a análise desta última vertente ocorre exclusivamente no domínio do tempo. Adicionando a isto, a escala utilizada na avaliação de fatores como o tónus muscular é igualmente de carácter subjetivo, havendo variação significativa na classificação entre os vários clínicos.

The image shows a web-based form for gait analysis. At the top left, there are logos for FCT (Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa) and CMRA (Centro de Medicina de Reabilitação de Alcoitão). The title bar reads 'ANÁLISE BIOMECÂNICA DA MARCHA EM PACIENTES COM AVC'. Below the title, there are two instructions: 'Por favor, preencha os seguintes campos:' and 'Por favor, pressione o botão para selecionar o ficheiro que pretende analisar:'. The form contains several input fields: 'ID', 'IDADE', 'SEXO' (radio buttons for M and F), 'ALTURA' (with 'cm' unit), 'MASSA' (with 'kg' unit), 'IMC', 'AUXILIAR DE MARCHA' (radio buttons for S and N), 'LADO HEMIPARÉTICO' (dropdown menu), and 'OBSERVAÇÕES' (text area). Below these, there are two more instructions: 'Por favor, pressione o botão para selecionar o ficheiro que pretende analisar:' and 'Por favor, escolha o tipo de análise que pretende fazer:'. The first instruction points to a 'SELECIONAR FICHEIRO' button. The second instruction points to two dropdown menus: 'TIPO DE TRIAL' (with 'Esq. + Dir.' selected) and 'TIPO DE ANÁLISE' (with 'Cinemática' selected). To the right of these dropdowns are two buttons: 'VISUALIZAR PARÂMETROS' and 'OBTER FICHEIRO EXCEL'. At the bottom left, there is a copyright notice: 'Copyright © Sara Dimas - FCT NOVA'.

Figura 3.1 - Menu Inicial da plataforma desenvolvida para análise dos parâmetros biomecânicos da marcha recolhidos com o software VICON NEXUS®. Adaptado de Dimas, 2020;

Com vista a colmatar uma lacuna na incapacidade de análise objetiva dos gráficos obtidos diretamente pelo *software* de recolha, foram desenvolvidas duas plataformas durante as dissertações de duas alunas de Engenharia Biomédica da Faculdade de Ciências de Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa, que permitem uma análise quantitativa e sistematizada dos indicadores biomecânicos (Dimas, 2020), como visto na Figura 3.1, e dos dados eletromiográficos no domínio temporal (Correia, 2021). Isto permite, de igual modo, uma monitorização padronizada ao longo do tempo, de modo a facilitar adaptações da intervenção terapêutica de acordo com as necessidades clínicas do paciente (Dimas, 2020).

11 Análise que permite o estudo de parâmetros de frequência sem mudar o domínio (Mathworks, n.d.).

A plataforma de Correia (2021) complementa a análise observacional já realizada no Laboratório de Marcha do CMRA, fornecendo ao utilizador uma compilação de dados quantitativos associados à recolha de dados EMG. A sua utilização não altera a recolha, sendo um processo independente e necessitando apenas do ficheiro *.csv* exportado e informação proveniente da ficha de paciente preenchida durante a recolha. Permite realizar uma análise em tempo, uma análise por ciclo de marcha com filtragem e a deteção de momentos *On* e *Off* de contração.

A análise em tempo consiste na apresentação dos dados *raw* obtidos das recolhas, podendo também apresentar vários parâmetros como as passagens por zero (número de vezes que os valores mudam de sinal), o desvio padrão (grau de dispersão de um conjunto de dados), a curtose (achatamento da curva de distribuição), o valor do integral do sinal obtido, o valor médio absoluto, o integral quadrático simples, a variância, e a raiz quadrada média.

A análise por ciclo de marcha com retificação de onda completa, aplicação de envelope com um filtro Butterworth passa baixo de 2º ordem, e reamostragem. Aqui podem ser analisados parâmetros como a média, a assimetria (assimetria de dados em torno da média da amostra), curtose, integral, o pico máximo atingido (em volt) e a percentagem da marcha na qual este ocorre.

Os momentos *On* e *Off* de contração permite a visualização dos momentos de contração com recurso a um sistema de limiares. Esta análise permite a análise do número de contrações, a soma percentual de todos os momentos de contração e a percentagem correspondente à duração da contração mais longa.

O presente trabalho pretende complementar o trabalho de Correia (2021) com a introdução do traçado de sinais e cálculo de parâmetros de EMG no domínio da frequência, adicionando ainda algumas mudanças para aumentar a funcionalidade do *software* desenvolvido anteriormente. Será ainda feita análise dos dados providenciados pelo CMRA de modo a determinar não só a importância dos parâmetros escolhidos na análise deste grupo de pacientes, mas ainda verificar possíveis correlações dos mesmos com a escala de tónus utilizada, de modo a tentar desenvolver um método mais quantitativo de avaliação desta alteração muscular.

Capítulo 4

Materiais e Métodos

Este capítulo será dedicado não só à descrição do processo de recolha de dados no Laboratório de Marcha do CMRA, como ainda ao processo de desenvolvimento da plataforma, e ao processamento de dados realizado.

4.1 Recolha de Dados

A aquisição de dados eletromiográficos foi realizada em conjunto com os dados biomecânicos no Laboratório de Marcha do CMRA. Recorreu-se ao sistema VICON® *Motion Analysis* para recolha dos dados biomecânicos, constituído por 6 câmaras infravermelhas, 2 câmaras de vídeo convencionais e 4 plataformas de força. A recolha de dados EMG é feita pelo sistema de elétrodos EMG Cometa® *Mini Wave Infinity*, possuindo 16 canais distintos.

O software VICON NEXUS® integra os dados recolhidos por todo o equipamento de recolha, permitindo um output de um modelo tridimensional baseado nas medidas antropométricas introduzidas. Um relatório dos dados captados durante cada recolha (*trial*) é produzido pelo software VICON POLYGON®. Os dados relativos aos exames podem ser exportados em formato *.csv* com toda a informação adquirida em cada *trial*, tal como medidas antropométricas e alguns parâmetros calculados pelo software como a velocidade e a cadência.

Depois da calibração das câmaras dá-se a análise analítica do membro inferior do paciente por parte do médico responsável, determinando-se os músculos a avaliar durante a recolha depois de uma análise da amplitude articular, do tónus muscular e da qualidade do movimento/força. São colocadas tanto as marcas refletoras para captura de dados cinemáticos em pontos anatómicos padronizados pela marca do equipamento, como os elétrodos nos músculos a estudar. Neste último caso, é convencional associar-se canais com números ímpares ao lado esquerdo. A informação da associação do canal para músculo e lado é registada numa ficha em papel, como visível na Figura 4.1.

De seguida, realizam-se pelo menos um ensaio de recolha de dados de uma posição estática para assegurar a recolha adequada, antes de prosseguir para recolhas dinâmicas. Nestes, os pacientes podem recorrer ao uso de apoios (p. ex. bengalas), sendo essa informação devidamente apontada na ficha relativamente aquela sessão de recolha.

Foram providenciados, relativamente a cada paciente, os ficheiros *.csv* correspondentes aos *trials* realizados, o relatório *.docx* gerado pelo software VICON POLYGON®, um *.pdf* com a digitalização da ficha referente à sessão de recolha e ainda o documento *.docx* com a folha de avaliação da fisioterapia.

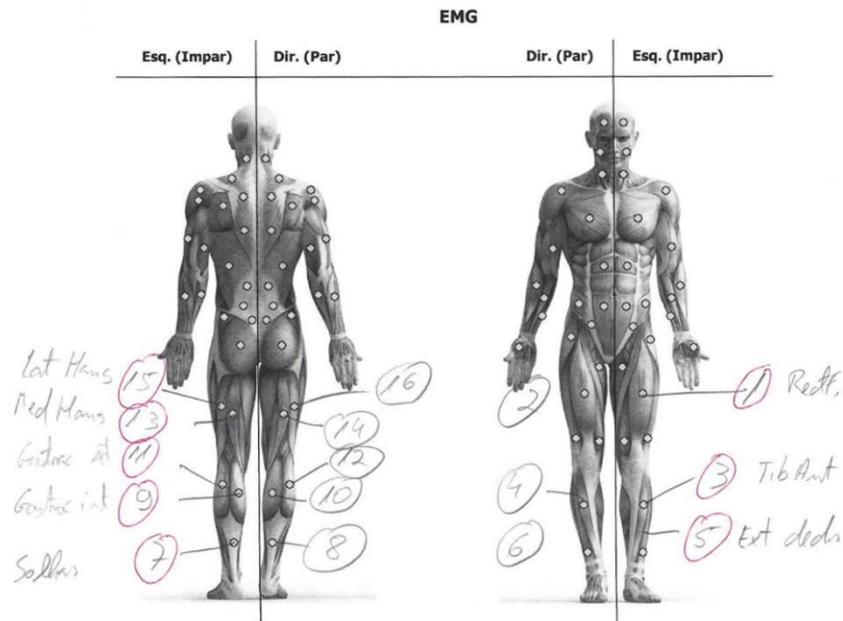


Figura 4.1 - Exemplo da representação pelo Laboratório de Marcha do CMRA para a localização dos eletrodos.

4.1.1 Caracterização da Amostra

Durante este projeto foi estudada uma amostra de 15 pacientes seguidos pelo CMRA que realizaram o exame de marcha no Laboratório de Marcha do CMRA entre 2019 e 2020, pelo que não foi realizada aquisição de dados durante este trabalho. Os dados foram devidamente anonimizados antes de serem disponibilizados pelo Engenheiro responsável, tendo o estudo sido aprovado pela Comissão de Ética da referida instituição.

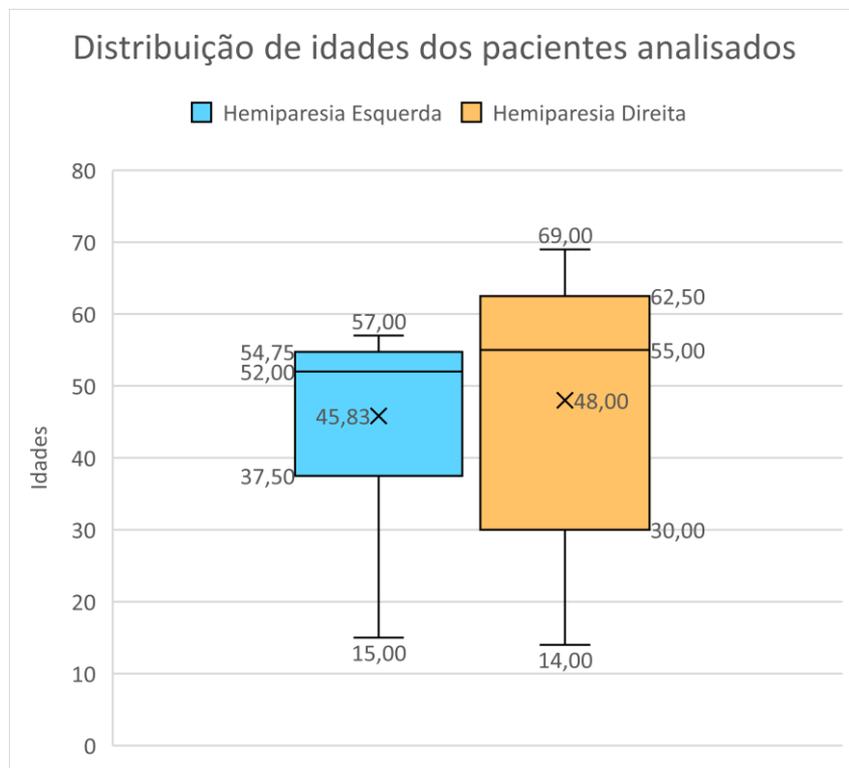


Figura 4.2 - Diagrama de caixa das idades dos pacientes que apresentam hemiparesia esquerda e direita.

Os critérios de inclusão de pacientes neste trabalho são: terem sofrido um AVC com lesão apenas num hemisfério, independentemente de qual, não ter alterações cognitivas de forma a perceber ordens simples, e ter sido previamente realizada a recolha de dados eletromiográficos em conjunto com a análise do tónus muscular.

Da amostra disponibilizada, 6 pacientes apresentam hemiparesia esquerda, com idades compreendidas entre os 15 e os 57 anos (média 46 ± 14 anos), sendo todos do sexo masculino. Os restantes 9 apresentam hemiparesia direita, tendo idade compreendida entre os 14 e os 69 anos (média 48 ± 18 anos), sendo 1 do sexo feminino (11.11%). Os dados demográficos referentes às idades dos pacientes em estudo podem ser consultados na Figura 4.2.

4.1.2 Grupo de Controlo

O Laboratório de Marcha do CMRA apenas providenciou dados de pacientes hemiparéticos. Apesar de inicialmente o foco do trabalho ser nas diferenças na marcha entre pacientes, tal como nos trabalhos anteriores, a utilidade da presença de dados de um grupo de controlo, isto é, dados da marcha de sujeitos saudáveis, tornou-se rapidamente evidente. Para combater esta lacuna, recorreu-se ao trabalho de Moreira et al. (2021), tendo esta base de dados sido tornada pública durante o desenvolvimento deste projeto. Foram utilizados os dados não processados (*raw*) referentes ao EMG dos músculos tibial anterior, gastrocnémio externo e *hamstring* lateral e das plataformas de força, sendo estes últimos necessários para a determinação das fases de marcha.

Mais informação sobre a amostra encontra-se explícita no documento publicado, sendo os critérios de seleção de participação: presença de padrões de marcha saudáveis, idade superior a 18 anos, massa corporal entre 45 e 90kg, e altura entre 1,50 e 1,90m. A amostra apresenta os dados de marcha de 15 indivíduos saudáveis com uma idade média de $23,8 \pm 2,02$ anos, massa corporal média de $67,5 \pm 10,8$ kg e altura média de 1.69 ± 0.11 m, e metade dos participantes (50%) do sexo feminino.

Como a base de dados possui informação relativa à marcha de indivíduos saudáveis a velocidades diferentes, foi possível estabelecer comparações entre a marcha não-patológica e a marcha hemiparética com velocidades semelhantes. Para tal, foi determinado o valor de velocidade média da amostra em análise de pacientes hemiparéticos (0.485 ± 0.285 m/s). Analisaram-se assim os dados de marcha não-patológica referentes a uma velocidade de 1.5 km/h (0.4167 m/s), por ser o valor de velocidade mais próximo da velocidade média calculada para os pacientes hemiparéticos.

4.2 Desenvolvimento da Plataforma

A primeira etapa deste projeto passou pelo desenvolvimento da plataforma de análise de dados EMG no domínio da frequência, de modo a posteriormente estudar-se possíveis tendências nos parâmetros analisados.

4.2.1 Descrição, objetivos e metodologias do programa

Como continuação do trabalho realizado anteriormente por Correia (2021), de onde resultou uma plataforma para análise dos dados eletromiográficos no domínio do tempo, foi construída uma plataforma semelhante para análise dos dados EMG no domínio da frequência que mais tarde será

integrada na plataforma inicial de modo a obter um único executável para processamento de dados EMG em ambiente clínico. Para tal, recorreu-se ao *software* MATLAB® R2019a.

Enquanto o trabalho anterior focou-se na apresentação de parâmetros quantitativos referentes aos dados EMG no domínio do tempo, procurando complementar o método de análise utilizado atualmente, este projeto surge como um primeiro ponto de contacto entre o corpo clínico do CMRA com dados EMG no domínio da frequência. Procurou-se assim, não só apresentar os traçados da DE, mas ainda extrair informação relevante, que possa complementar os resultados obtidos da análise no domínio do tempo. Adicionalmente, foram também implementadas alterações na plataforma que visam melhorar o seu nível de usabilidade. Nomeadamente, ao permitir a geração automática de todos os dados relativos a todos os *trials* de um paciente, a criação de uma página que permite o delineamento de gráficos durante recolhas assim como o manuseamento dos parâmetros durante o mesmo, e ainda a divisão dos parâmetros para os tempos de balanço e apoio. Espera-se que com estas adições possibilitar uma análise ampla de informação proveniente da recolha EMG por parte do corpo clínico, permitindo a identificação das áreas que mais necessitam intervenção em termos de técnicas de reabilitação que ajudem na recuperação de uma marcha próxima do saudável.

De acordo com a metodologia usada para o desenvolvimento do projeto foram consideradas as seguintes etapas:

- a. Seleção, filtragem e transformação dos dados para o domínio da frequência;
- b. Traçado da densidade espectral;
- c. Definição de parâmetros a analisar;
- d. Seleção da informação do paciente a apresentar;
- e. Criação do sistema de armazenamento de informação para cada paciente;
- f. Automatização do processo de análise de dados para vários *trials*;

4.2.2 Processamento de Dados

Os dados EMG em análise são extraídos do ficheiro *.csv* gerado pelo *software* VIXON NEXUS® já utilizado pelo corpo clínico do CMRA para recolha dos dados biomecânicos, eletromiográficos e da plataforma de força. Primeiramente, será feita a divisão dos dados referentes às diferentes fases da marcha com recurso à informação referente aos instantes de eventos de toque do calcanhar (*heel strike*) e levantamento dos dedos (*toe off*). A separação dos lados está dependente do canal de EMG. Seguidamente, cada conjunto de dados EMG é filtrado com um filtro Butterworth de segunda ordem (função *butter()*) com a frequência de corte definida pelo utilizador (assumindo como valor *default* 400Hz). A escolha do filtro a aplicar dependeu exclusivamente do processo de tratamento de dados realizado na plataforma de análise EMG anterior (Correia, 2021). Foi também aplicado um filtro Notch (função *iirnotch()*) aplicado nos 50Hz e com largura de banda aos -3dB adequada para minimizar os efeitos de presença de interferências das fontes de alimentação.

A conversão para a DE ocorre com recurso à função *pwelch()*, que utiliza o método de Welch de segmentos sobrepostos, tendo depois a aplicação de uma janela definida pelo utilizador (tendo como *default* 2^8 , sendo o expoente personalizável) com sobreposição de amostras correspondente a metade do tamanho da janela e com o número de pontos de transformadas de Fourier discretas usados igual ao tamanho da janela. Daí, é possível traçar-se os gráficos dos dados EMG no domínio da frequência, tal como o cálculo dos parâmetros de interesse.

4.2.3 Descrição dos parâmetros calculados

Para além do traçado do gráfico dos dados EMG no domínio da frequência, foram determinados dois parâmetros para a análise: a potência total e a frequência maximizante. Antes da descrição dos mesmos, é necessário destacar que um *trial* de um paciente pode apresentar vários ciclos, sendo que os parâmetros apresentados surgem como média de todos os ciclos presentes, divididos apenas na fase (apoio e balanço) e no lado (direito ou esquerdo).

A potência total (*TTP*) é a acumulação do poder espectral do EMG, como definido por Phinyomark et al. (2012a), podendo também ser definida como a energia no momento espectral zero (*SM0*) (Du & Vuskovic, 2004), como exprimido na Equação 4.1

$$TTP = \sum_{j=1}^M P_j = SM0 \quad (4.1)$$

com P_j sendo o valor do espectro de frequência do EMG na gama de frequência j e M o número total de gamas. Para o cálculo deste parâmetro recorreu-se à função *trapz()* de modo a calcular o integral do DE.

É necessário destacar que este parâmetro é redundante com a integração do sinal no domínio do tempo (Phinyomark et al., 2012a), providenciando informação sobre a quantidade de unidades motoras que participaram na realização do movimento. No entanto, não tendo imediato acesso à plataforma final de análise de EMG no domínio do tempo, foi considerado importante a análise deste componente não só devido à sua relação com a atividade muscular realizada, como a sua possível relevância na determinação de um método quantitativo de avaliação do tónus muscular.

A frequência maximizante (*PKF*) é a frequência na qual a potência máxima do EMG ocorre (Phinyomark et al., 2012a), sendo expressa na Equação 4.2.

$$PKF = \max(P_j), j = 1, \dots, M \quad (4.2)$$

Recorreu-se à função *max()* para cálculo da potência máxima, sendo depois possível determinar qual a frequência que resulta nesse valor no traçado na DE.

A seleção da frequência maximizante como parâmetro em análise ocorreu tendo em consideração que este apresenta diferenças significativas entre amostras de pacientes hemiparéticos e indivíduos saudáveis (Hussain & Park, 2021), não invalidando outros parâmetros que podem ser eventualmente adicionados à plataforma para uso clínico.

4.2.4 Funcionalidades do Programa

Para a utilização da plataforma é apenas necessário o acesso ao(s) ficheiro(s) *.csv* associados aos *trial(s)* do paciente em análise.

A plataforma permite a geração de tabelas da relação entre os canais e qual o músculo e lado em análise, removendo a necessidade de registrar estes dados de forma manuscrita e permitindo análises futuras mais automatizadas. Cada tabela de associação músculo-lado-canal (MLC) é relativa a um ou vários *trials* do paciente, podendo incluir dados como a identificação do mesmo, qual o lado hemiparético e o possível uso de apoio durante a recolha. Como durante uma recolha pode haver alteração da posição dos sensores entre diferentes *trials*, é possível criar várias tabelas MLC, identificadas com a nomenclatura já utilizada no Laboratório (EMG1, EMG2, ...), e associar cada uma com os *trials* que usem a mesma configuração de sensores.

O utilizador tem a possibilidade de carregar um *trial* individualmente de modo a obter rapidamente um traçado configurável, sendo adequado para o ajuste de parâmetros e verificação dos dados imediatamente após a recolha. É ainda possível selecionar uma pasta com os *trials* e tabelas MLC de modo a gerar automaticamente todos os gráficos relativos a todos os *trials* e canais de EMG, tendo correspondência dos músculos e do lado de forma automática. Isto foi introduzido de forma a facilitar a geração de ficheiros armazenáveis para comparação entre recolhas em fases distintas do processo de reabilitação.

Os ficheiros gerados durante o processamento de uma pasta de *trial(s)* consistem em: 1) imagens *.png* referentes a cada canal com gráficos e parâmetros referentes a cada uma das fases; 2) dois relatórios *.png* por *trial*, um para cada fase da marcha, que apresentam todos os gráficos obtidos para todos os canais. Os traçados referentes ao mesmo músculo de lados diferentes encontram-se sobrepostos, com identificação do lado parético, sendo nestes casos apresentado o valor da diferença da potência total entre os dois lados; 3) um ficheiro *.xls* por cada *trial*, que apresenta os parâmetros calculados.

Resumidamente, as funcionalidades do programa passam por:

- Possibilidade de análise de um ou vários *trials*:
 - Análise imediata dos dados de um *trial*, apropriado para ajuste dos valores introduzidos pelo utilizador;
 - Análise de vários *trials* de modo automático referentes a uma recolha de um paciente (necessitando da(s) tabela(s) MLC);
- Geração de tabelas MLC referentes a conjuntos de *trials* dentro do mesmo paciente com a mesma associação MLC (*.xls*):
 - Identificação do *trial* com data e hora de recolha;
 - Armazenamento desta informação em conjunto com dados relevantes como identificação, lado hemiparético e possível uso de apoio na marcha;
 - Registo pode deixar de ser feito analogicamente no ato de recolha, sendo menos propenso a erros de interpretação futura;
- Visualização de gráficos da DE e parâmetros em frequência de cada canal (com informação músculo-lado) em fases da marcha diferentes:
 - Geração desses gráficos para análise futura (*.png*) (Figura 4.3);
 - Escala vertical permite a visualização clara da forma dos gráficos;
 - Geração de relatórios para cada *trial* (*.png*) (Figura 4.4):
 - Referentes a cada fase da marcha;
 - Apresentam todos os traçados possíveis da informação relativa aquele *trial*:
 - Capacidade de analisar comparativamente o traçado do mesmo músculo em diferentes lados (quando existentes)
 - Cálculo da diferença da potência total entre os dois lados (quando possível)
 - Valor da potência total quando existe informação de apenas um dos lados;
 - Músculo(s) sem informação apresenta(m) uma mensagem genérica;
 - Indicação do lado parético e não-parético;
 - Imagem tamanho A4 para ter resolução adequada e facilitar na impressão, se necessário.
- Armazenamento dos parâmetros calculados em cada *trial* num ficheiro de fácil leitura e manipulação (*.xls*):
 - Canais vazios resultam em linhas vazias;

Spectral Density Estimate
Rectus Femoris
Left

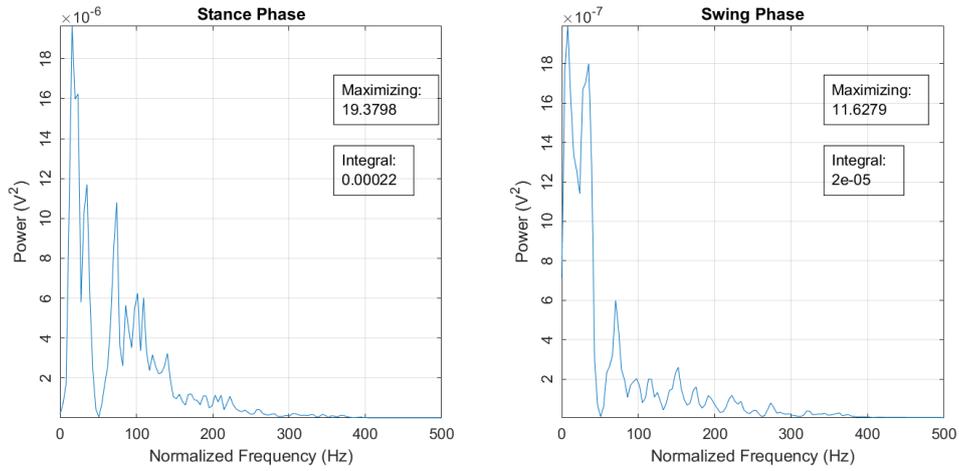


Figura 4.3 - Exemplo de gráficos da DE referentes ao músculo reto femoral esquerdo com informação dos valores da frequência maximizante e da potência total (integral) armazenados como um ficheiro .png

REPORT SWING PATIENT U066 1 2020 Trial 108 2020-03-25 10h38
Spectral Density Estimate

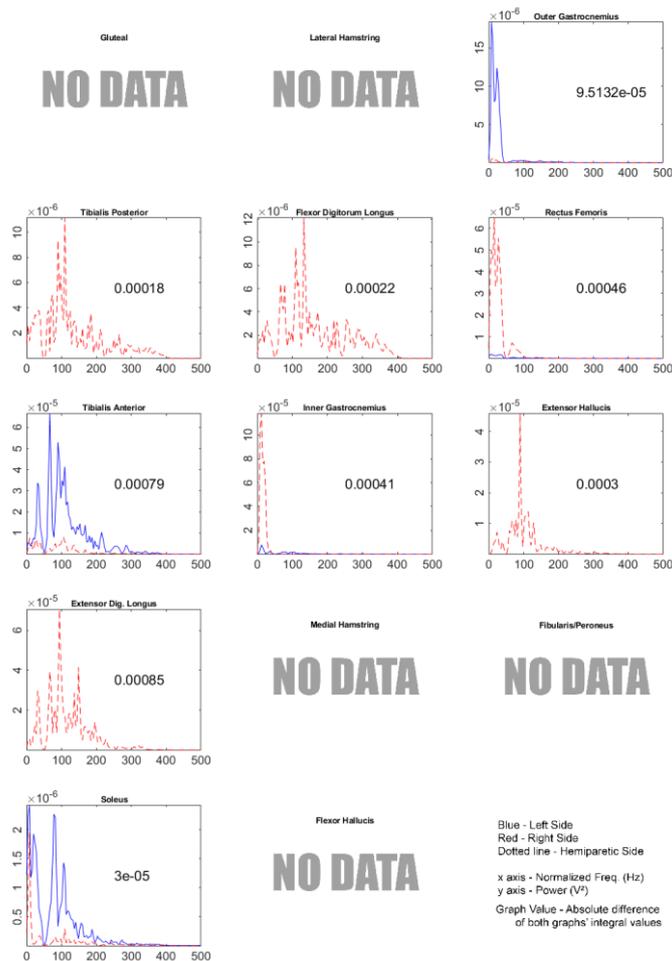


Figura 4.4 - Exemplo de relatório da fase de balanço do paciente U066_1_2020 referente ao trial 106.

4.2.5 Arquitetura da interface gráfica

A arquitetura da interface gráfica encontra-se pendente de futuras alterações aquando da integração na plataforma desenvolvida por Correia (2021). Ainda assim, procurou-se construir algo que fosse tanto intuitivo para o utilizador, como flexível na configuração dos parâmetros importantes para o desempenho das suas funções.

É constituído por 4 janelas, sendo estas o *Main Hub*, *Table Generator*, *Single File Graph Generator* e *Folder Graphs Generator*.



Figura 4.5 - Ecrã do menu principal (Main Hub) da plataforma.

Como o nome indica, o *Main Hub* serve de menu principal (Figura 4.5), dando acesso imediato ao utilizador de todas as funcionalidades da plataforma. Este pode seleccionar uma ou várias das opções apresentadas, sendo que estas surgem como janelas independentes.

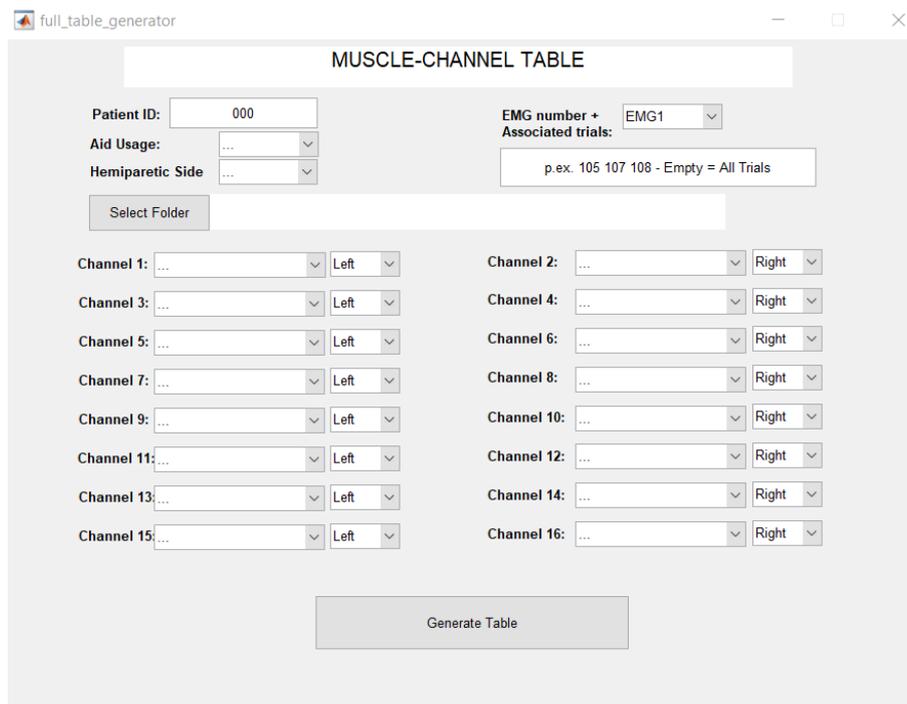


Figura 4.6 - Ecrã do menu de geração de tabelas MLC (Table Generator)

A seleção de *Table Generator* abre a componente de geração de tabelas de associação MLC (Figura 4.6). Aqui, o utilizador pode identificar o paciente através do seu identificador, indicar qual é o lado hemiparético e se recorreu ou não a apoio da marcha (bengala, ortose, etc.). Para além de estabelecer a relação MLC, é possível ainda identificar qual o número dos *trials* para o qual aqueles dados se verificam e guardar diferentes conjuntos de combinações MLC com denominações distintas. Finalmente, é seleccionada a pasta onde o utilizador quer guardar o documento resultante, sendo esta usualmente a pasta contendo os *trials* em análise.

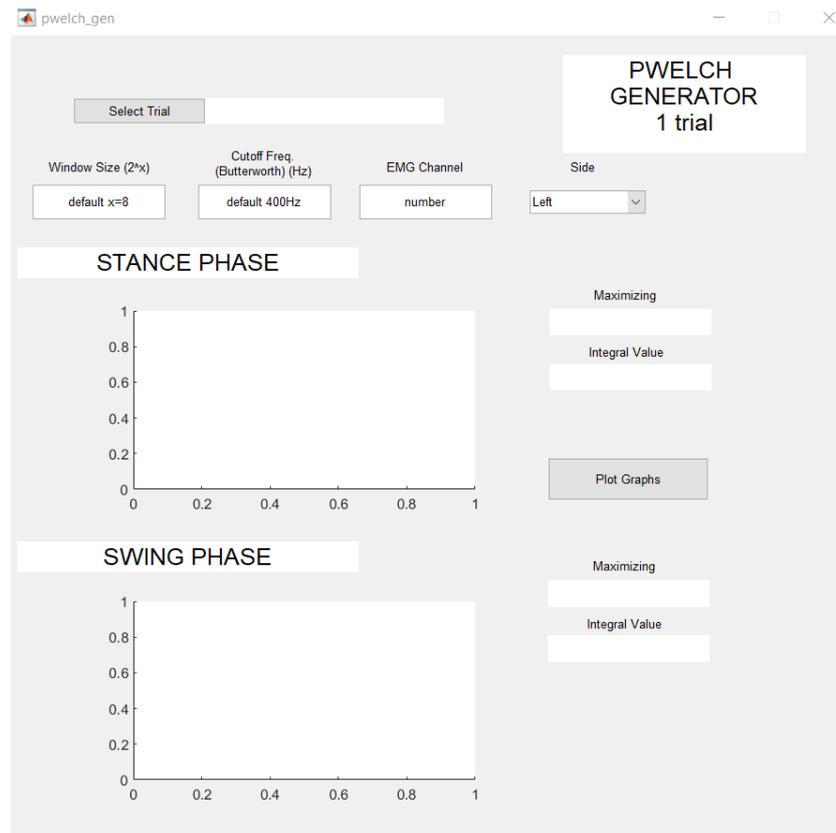


Figura 4.7 - Ecrã do menu de análise de trials individuais (Single File Graph Generator);

O menu *Single File Graph Generator* (Figura 4.7) permite realizar a análise imediata de um único canal de um *trial*, dando a possibilidade ao utilizador de verificar rapidamente se a recolha está a ser efetuada como pretendido, e também definir quais os melhores parâmetros para a visualização dos dados obtidos. Como tal, para além da seleção do ficheiro *.csv* referente ao *trial* a ser analisado, é possível seleccionar o tamanho da janela para a determinação da DE, a frequência de corte do filtro Butterworth aplicado, tal como o canal EMG para ser analisado. É necessário, no entanto, indicar a qual dos lados esse canal se refere¹². Ao lado de cada gráfico existem compartimentos para os valores dos parâmetros em estudo. Numa situação de se seleccionar um canal sem informação (p.ex. numa situação onde só foi realizada recolha de um dos lados), surge uma mensagem de erro no campo da frequência maximizante da fase de apoio.

¹² Isto ocorre devido à separação dos gráficos em fase de apoio e balanço, sendo então necessário explicitar diretamente qual o lado em análise para esta separação.

Por último, o menu *Folder Graphs Generator* (Figura 4.8) apresenta exclusivamente as três componentes que podem ser modificadas pelo utilizador: a seleção da pasta contendo os *trials* e as tabelas MLC em análise, o tamanho da janela e a frequência de corte definidos no menu anterior.

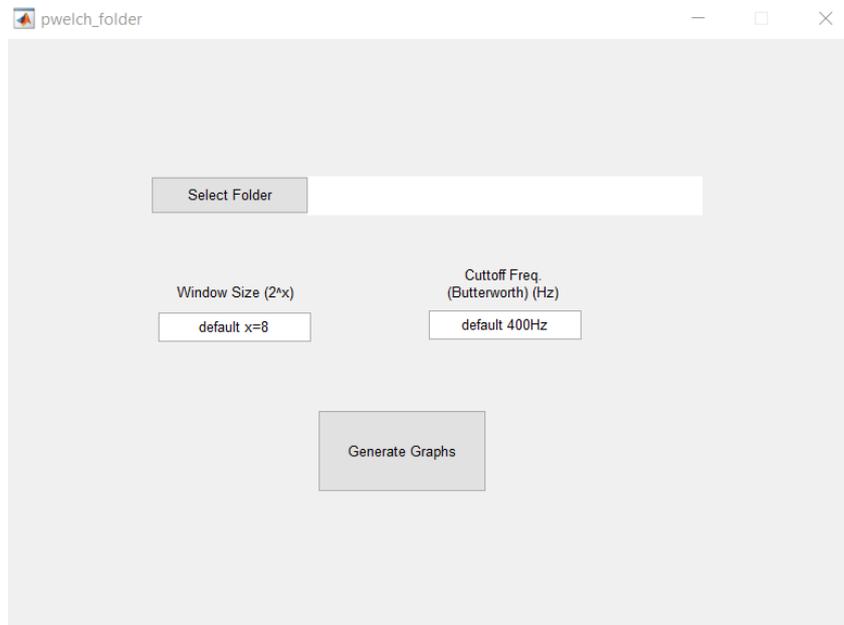


Figura 4.8 - Ecrã do menu de análise dos trials de cada paciente (Folder Graphs Generator);

Assim, pode-se resumir a arquitetura da interface gráfica da plataforma com o esquema da Figura 4.9.

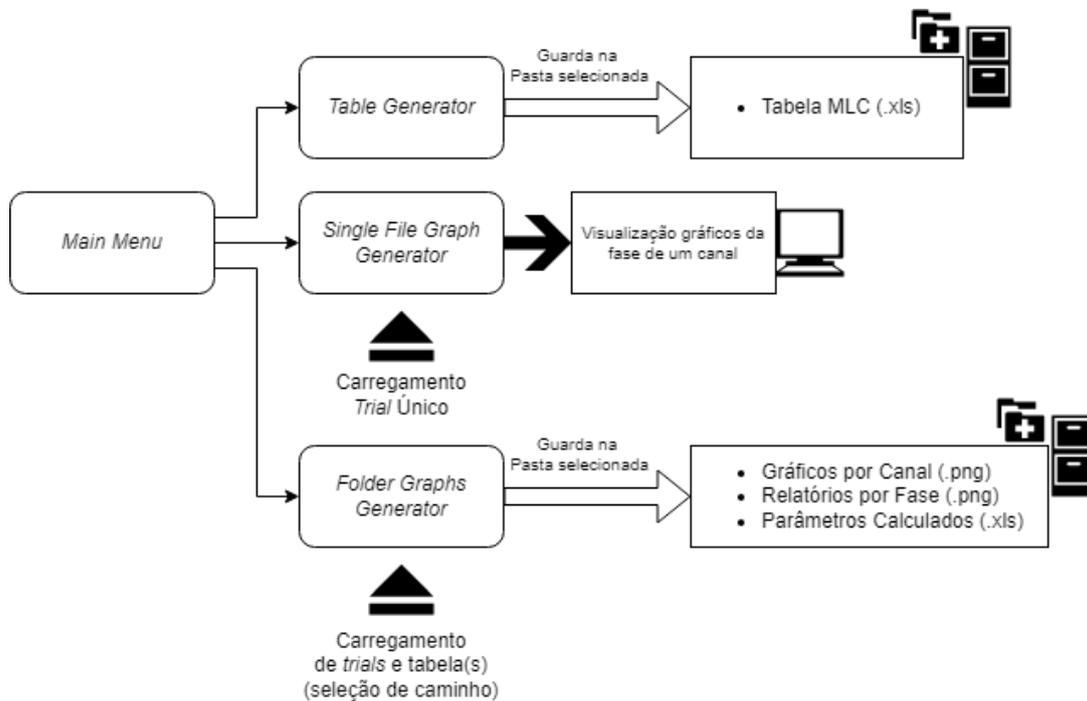


Figura 4.9 - Esquema de organização da interface gráfica com indicação da necessidade de input de ficheiros e quais os outputs resultantes de cada menu.

4.3 Procedimento Experimental

O processamento dos dados dos pacientes hemiparéticos e dos indivíduos saudáveis ocorreram aproximadamente do mesmo modo, recorrendo não só ao mesmo *software* usado para o desenvolvimento da plataforma, como às técnicas já aplicadas nesta para obter os mesmos gráficos e parâmetros, tendo sido aplicados os mesmos filtros (butterworth e notch) com os mesmos parâmetros (os *default* da plataforma).

Apesar do acesso à base de dados de marcha saudável, manteve-se ainda o interesse de realizar uma análise comparativa entre pacientes hemiparéticos. Isto não só devido à existência de dados referentes a músculos que não foram analisados a nível dos indivíduos saudáveis, como no geral na determinação de tendências que possam ser relevantes a nível clínico. É de destacar que o processamento de dados de pacientes hemiparéticos foi separado pelo lado da hemiparesia.

Relativamente à análise de gráficos, com o objetivo de observar-se tendências na forma do traçado da DE dos dados tanto dos pacientes hemiparéticos como dos indivíduos saudáveis, foi feita uma sobreposição dos vários ficheiros de imagem obtidos. Para tal, recorreu-se não só ao *software* de edição de imagem Adobe Photoshop® CS6 para a manipulação dos ficheiros de modo eficiente com recurso a ferramentas para manipulação da transparência, como à extensão do *software* MATLAB® *export_fig* de Altman (2022) para geração de *.png* com fundos transparentes sem perda de qualidade do traçado. Esta análise foi realizada tanto com recurso aos relatórios finais de cada *trial*, apresentando todos os músculos analisados, como com os gráficos individuais dos músculos em análise, tanto nos pacientes hemiparéticos, como nos indivíduos saudáveis. Foi determinado o valor médio da DE dos indivíduos saudáveis e esse traçado foi sobreposto aos traçados semitransparentes dos pacientes hemiparéticos. Com este objetivo, teve-se em atenção que todos os gráficos fossem traçados com as mesmas dimensões, de modo a minimizar a manipulação dos mesmos, garantindo o máximo rigor da sua sobreposição.

A análise dos parâmetros em estudo teve como base todos os *trials* de todos os pacientes com hemiparesia no mesmo lado. A análise das potências totais baseou-se na diferença entre valores referentes às variáveis lado/fase da marcha. Isto é, foram analisadas quatro situações distintas: a diferença entre lados esquerdo e direito para 1) a fase de apoio e para 2) a fase de balanço, tal como a diferença entre a fase de apoio e balanço para 3) o membro esquerdo e 4) o membro direito. Foram calculados o valor médio do absoluto das diferenças, a contagem destas com valor negativo e a percentagem da contagem negativa relativamente ao valor total. Foi ainda determinado o valor do desvio padrão e do desvio médio, tal como as percentagens destes últimos valores relativamente ao valor médio do absoluto das diferenças. Relativamente à frequência maximizante, para além do cálculo do valor médio, foi efetuada a mesma análise em termos do desvio padrão, do desvio médio e das suas percentagens relativamente ao valor médio. Estes valores foram organizados em tabelas com todos os músculos em estudo, apresentando o seu valor médio para toda a amostra. Foram ainda organizadas tabelas que incluem apenas os músculos em análise tanto no conjunto de pacientes hemiparéticos como no grupo de controlo, como apresentado na Tabela 5.1.

Com a análise das diferenças das potências totais, procurou-se estudar as assimetrias entre os músculos de lados opostos e em fases diferentes da marcha. Não só estas poderiam apresentar situações interessantes de análise a nível clínico em questões de aplicações de técnicas de reabilitação, mas também a definição de indicadores objetivos da presença de tónus muscular em intensidades diferentes. Como tal, foram posteriormente comparados estes valores com os dados referentes à avaliação do tónus

muscular de cada paciente. O foco na frequência maximizante justifica-se por ser um parâmetro exclusivamente obtido no domínio em estudo, sendo uma novidade em termos de uso no contexto do Laboratório da Marcha do CMRA.

Dos dados obtidos dessas tabelas foram traçados gráficos de dispersão que relacionam as diferenças entre lados na fase de apoio em função das de balanço, as diferenças entre fases no lado esquerdo em função das do lado direito, e ainda a frequência maximizante no apoio em função da frequência maximizante no balanço para cada membro. A cada conjunto de dados foi calculado o seu centro de massa¹³ e adicionado ao gráfico. Os gráficos com dados relativos a grupo de controlo encontram-se nas secções 5.3.1 e 5.3.2, enquanto que os gráficos apenas com informação relativa a pacientes hemiparéticos encontram-se no Anexo A (diferenças da potência total) e Anexo B (frequência maximizante).

Quando possível, foi adicionada informação sobre o tónus muscular, para estudar esta componente com as variáveis em análise. O tónus muscular usualmente é classificado em um de três graus (Grau I, II ou III) de acordo com a sua intensidade. A presença de clónus implica a classificação em Grau II ou superior. Como a informação providenciada pelos profissionais do CMRA consistia maioritariamente em notas relativas ao tónus muscular, foi pedido a um especialista (Professora Cláudia Quaresma) para converter essas notas na escala utilizada. Quando as notas referiam presença de clónus, independentemente da intensidade, foi então classificado como possuindo Grau II ou superior, simplificado para II (+). Uma definição mais exata do grau não é possível sem observação direta do paciente, devido ao carácter subjetivo das notas providenciadas. Assim, os possíveis marcadores passam por I, II ou III, como indicado pelos clínicos, ou II (+) quando existe indicação de presença de clónus sem referenciar a intensidade do tónus na escala em utilização.

¹³ Ponto com coordenadas resultantes da média de todos os elementos desse conjunto.

Capítulo 5

Resultados e Discussão

Os resultados e sua discussão vão ser divididos na análise da forma dos gráficos, das diferenças dos valores de potências totais, dos dados da frequência maximizante e de possíveis relações entre estes parâmetros e a intensidade do tônus muscular. No entanto, é necessário começar por se tecer algumas considerações sobre os dados obtidos das amostras em estudo.

5.1 Considerações iniciais

Foram desconsiderados para efeitos de análise dois pacientes hemiparéticos (um com hemiparesia direita e outro com esquerda) por apresentarem sinais harmônicos significativos em zonas com relevância biológica, podendo ser estes o resultado tanto de interferência da tensão da rede como a presença de um dispositivo de telecomunicações próximo dos sensores de recolha. Foi efetuada, então, a análise dos dados referentes a 8 pacientes com hemiparesia esquerda e 5 com hemiparesia direita.

Relativamente aos indivíduos saudáveis, apenas 14 indivíduos apresentaram dados de EMG para a velocidade em análise. Um destes apresenta apenas um *trial*, não tendo sido considerado. Isto resulta na análise de 13 indivíduos no total.

5.2 Forma dos Gráficos da DE

A análise da forma do traçado da DE passa por observação direta das Figuras 5.1, 5.2 e 5.3, que apresentam os gráficos resultantes das sobreposições dos traçados referentes aos músculos analisados em comum nas situações de amostra de marcha saudável. É de destacar que a súbita descida na potência até atingir um valor próximo de zero nos 50Hz resulta da aplicação do já referido filtro Notch.

Por análise destes gráficos é possível verificar que existe uma variação significativa do traçado dos dados para a fase de balanço que, por consequência, vai afetar o ciclo completo. Os traçados da fase de apoio mantêm-se consistentemente próximos da linha média da DE, apresentando um pico principal próximo dos 100 Hz.

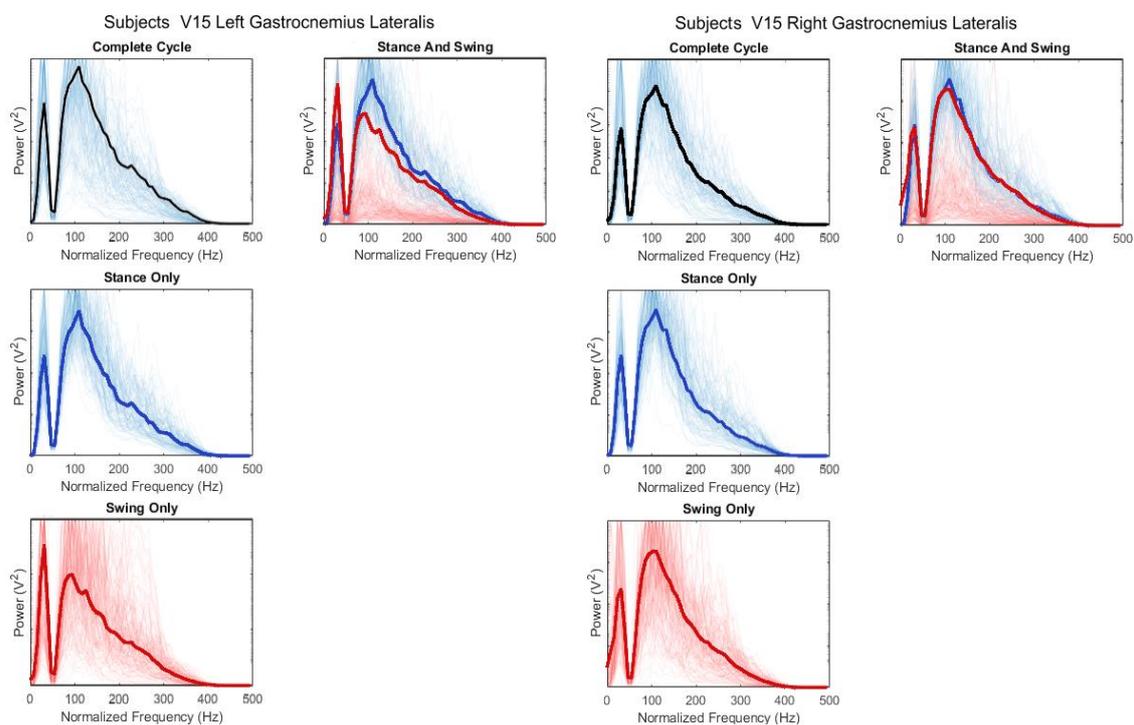


Figura 5.1 - Gráficos resultantes da sobreposição de todos os *trials* de indivíduos saudáveis com transparência reduzida (5%) relativos ao músculo Gastrocnêmio Externo para cada lado (esquerdo e direito) com o traçado dos valores médios referentes a cada situação a negrito. À esquerda, de cima para baixo: Situação de Ciclo completo, Fase de Apoio, Fase de Balanço. À direita: Conjunto de Apoio e Balanço. Linha a negrito denota os valores médios: Preto – Ciclo Completo, Azul – Apoio, Vermelho – Balanço;

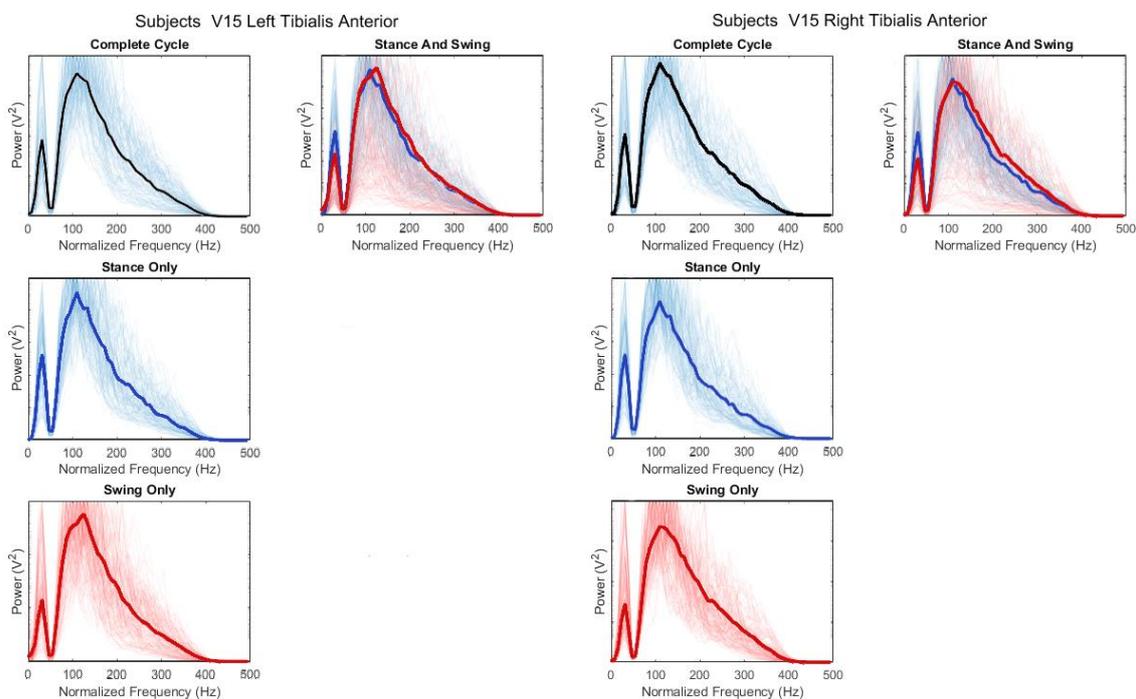


Figura 5.2 - Gráficos resultantes da sobreposição de todos os *trials* de indivíduos saudáveis com transparência reduzida (5%) relativos ao músculo Tibial Anterior para cada lado (esquerdo e direito) com o traçado dos valores médios referentes a cada situação a negrito. À esquerda, de cima para baixo: Situação de Ciclo completo, Fase de Apoio, Fase de Balanço. À direita: Conjunto de Apoio e Balanço. Linha a negrito denota os valores médios: Preto – Ciclo Completo, Azul – Apoio, Vermelho – Balanço;

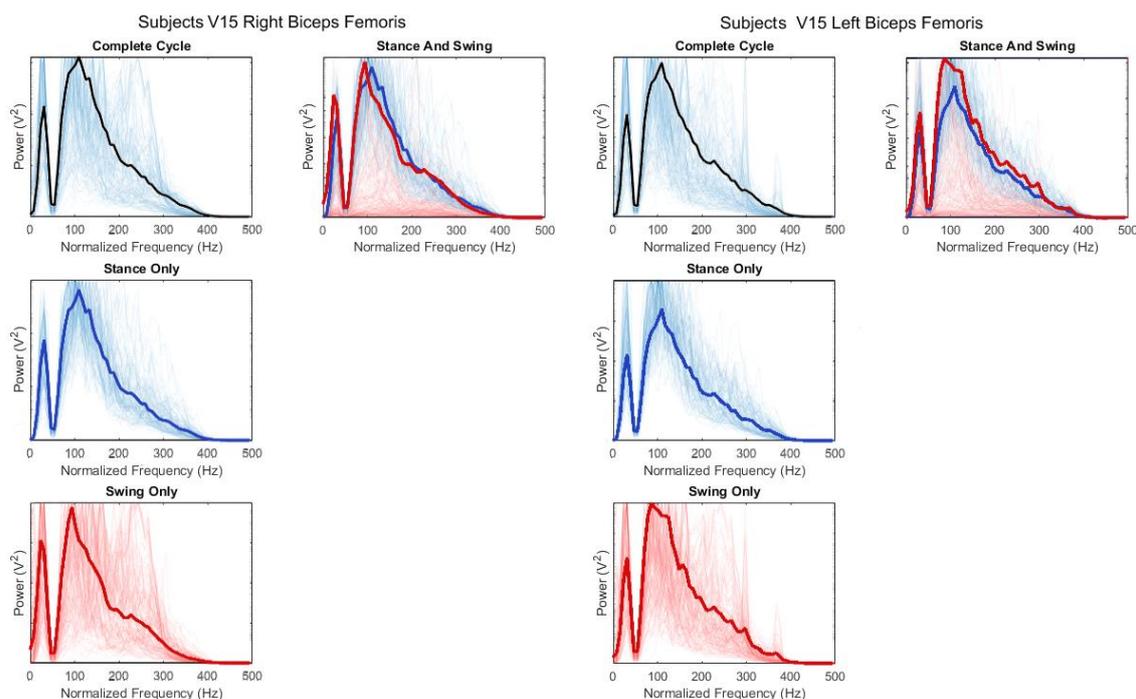


Figura 5.3 - Gráficos resultantes da sobreposição de todos os *trials* de indivíduos saudáveis com transparência reduzida (5%) relativos ao músculo *Hamstring* Lateral para cada lado (esquerdo e direito) com o traçado dos valores médios referentes a cada situação a negrito. À esquerda, de cima para baixo: Situação de Ciclo completo, Fase de Apoio, Fase de Balanço. À direita: Conjunto de Apoio e Balanço. Linha a negrito denota os valores médios: Preto – Ciclo Completo, Azul – Apoio, Vermelho – Balanço;

Por outro lado, a análise das Figuras 5.4 e 5.5 referentes aos pacientes hemiparéticos demonstram uma grande divergência do traçado médio do ciclo completo saudável – após o máximo ser-se atingido aproximadamente nos 100 Hz, com tendência ainda a ser anterior a essa frequência, é de esperar que os valores diminuam rapidamente de modo a acompanhar a forma da curva, surgindo maioritariamente abaixo da linha de valores médios saudáveis. A diminuição dos valores da potência vai contra os resultados de Hussain & Park (2021), onde a potência total do conjunto de pacientes hemiparéticos era superior à do grupo de controlo. Isto pode dever-se tanto à idade superior dos grupos estudados pelos autores, como a menor diferença de idades entre estes. Como descrito anteriormente, é esperado que sujeitos apresentem uma menor capacidade de geração de força com a idade (Rose & Gamble, 2006, p.131). Portanto, a lesão causada pelo AVC pode ter gerado mecanismos de compensação com geração de mais força para a execução dos mesmos movimentos.

É particularmente evidente a existência de padrões de marcha anormais, com valores bastante elevados na gama dos 150 a 400 Hz em alguns doentes, principalmente na fase de balanço: O músculo gastrocnémio externo direito apresenta alteração em ambas as fases no caso de hemiparesia do lado esquerdo; o músculo tibial anterior apresenta estes padrões em ambos os lados, independentemente da hemiparesia; no caso do músculo *hamstring* lateral verifica-se maior incidência destes padrões anormais no lado direito, independentemente da hemiparesia e da fase da marcha, enquanto que o lado esquerdo apresenta alguns aumentos relativamente à linha média saudável, apesar de não tão elevados. A presença destes padrões anormais pode dever-se a um aumento do recrutamento muscular de fibras motoras rápidas (Wakeling & Rozitis, 2004) e da taxa de disparo (Fuglsang-Frederiksen & Rønager, 1988) como mecanismos de compensação numa tentativa de execução do movimento.

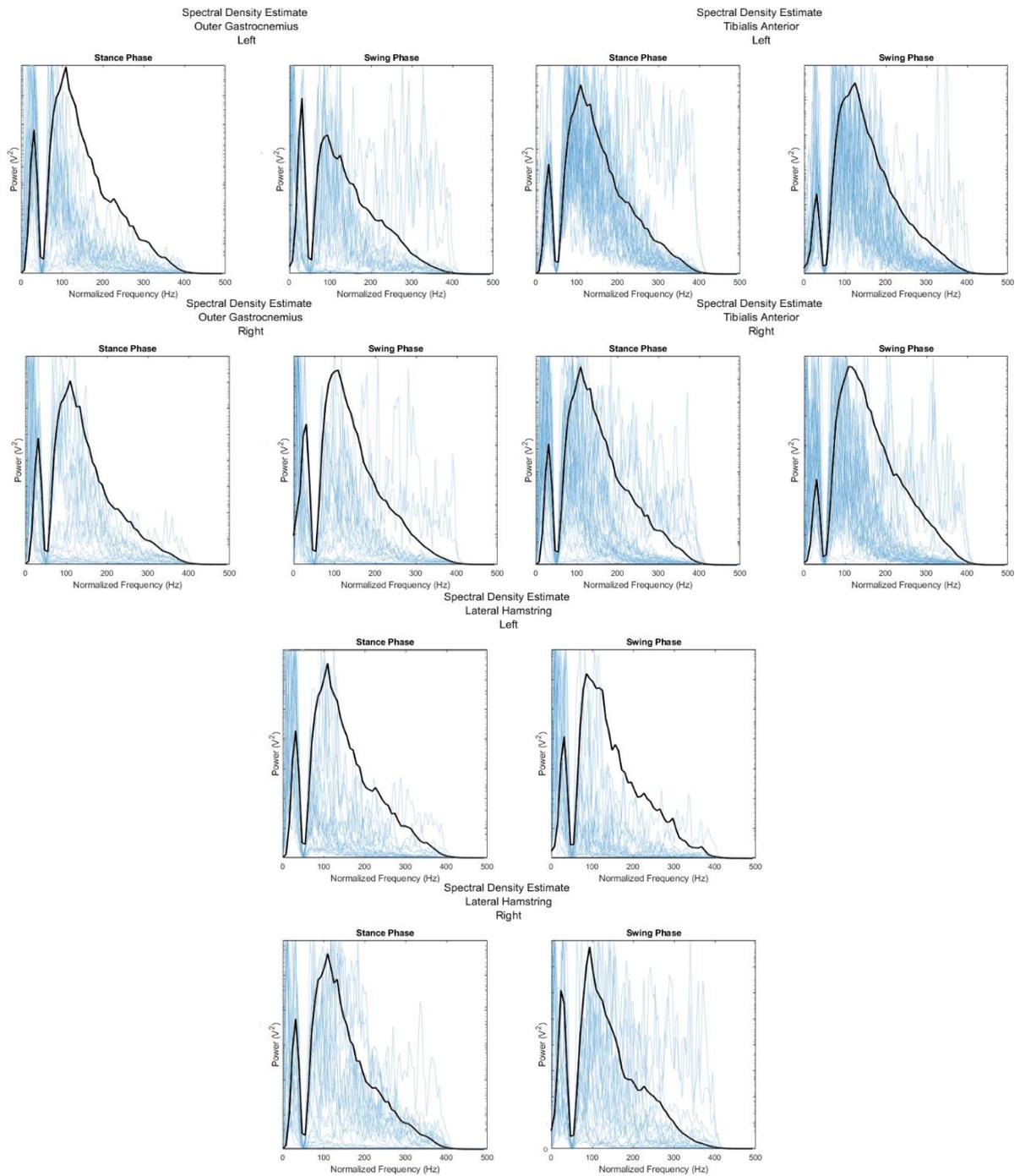


Figura 5.4 - Gráficos resultantes da sobreposição de todos os *trials* de pacientes hemiparéticos do lado direito com transparência reduzida (25%) do membro inferior esquerdo (em cima) e direito (em baixo) com o traçado dos valores médios do ciclo completo da marcha saudável a negrito. Situação de Fase de Apoio e Fase de Balanço, da direita para a esquerda. Dados referentes aos músculos a) Gastrocnémio Exterior (cima esquerda); b) Tibial Anterior (cima direita) e c) *Hamstring* Lateral (baixo).

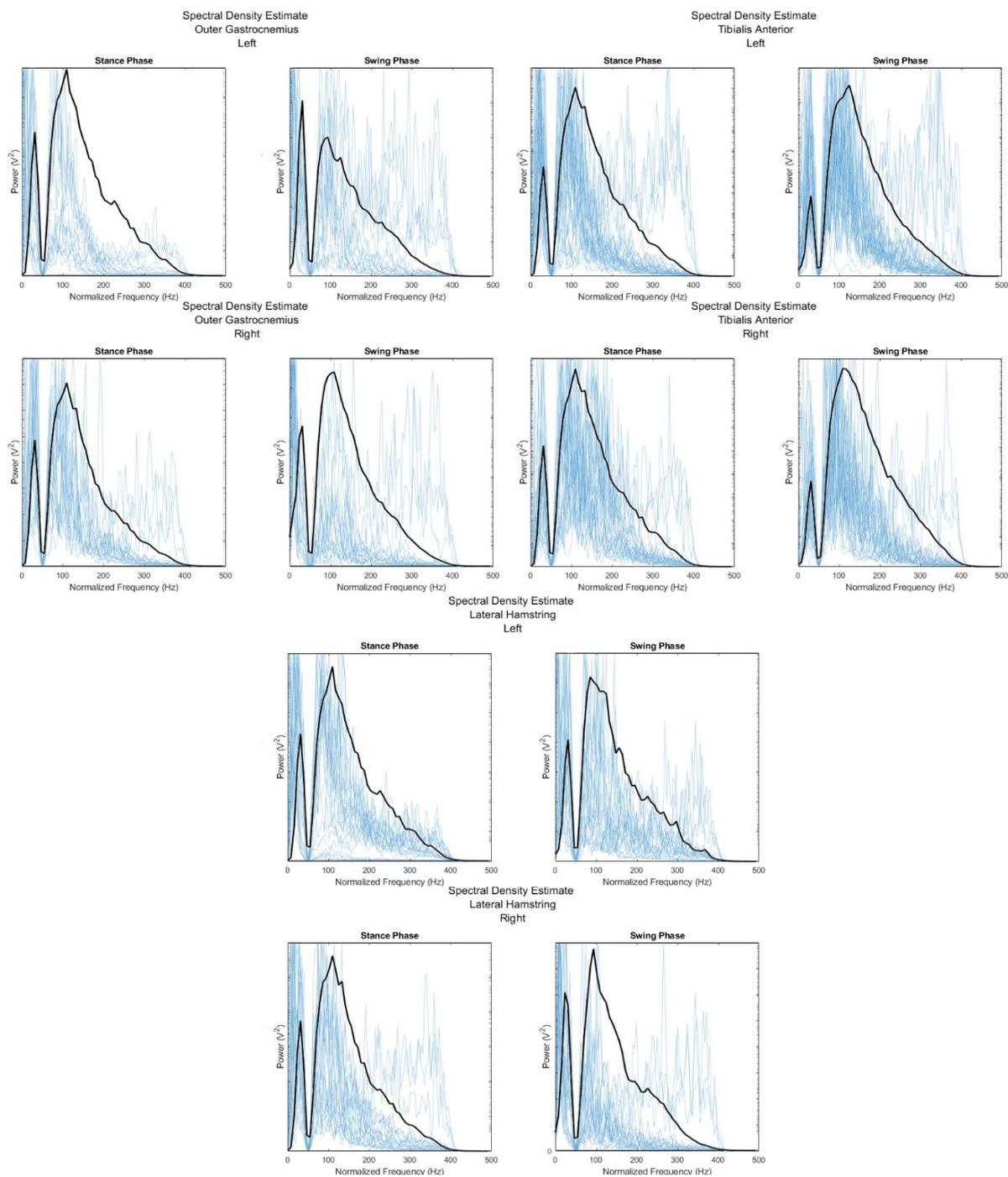


Figura 5.5 - Gráficos resultantes da sobreposição de todos os *trials* de pacientes hemiparéticos do lado esquerdo com transparência reduzida (25%) do membro inferior esquerdo (em cima) e direito (em baixo) com o traçado dos valores médios do ciclo completo da marcha saudável a negrito. Situação de Fase de Apoio e Fase de Balanço, da direita para a esquerda. Dados referentes aos músculos a) Gastrocnêmio Exterior (cima esquerda); b) Tibial Anterior (cima direita) e c) *Hamstring* Lateral (baixo).

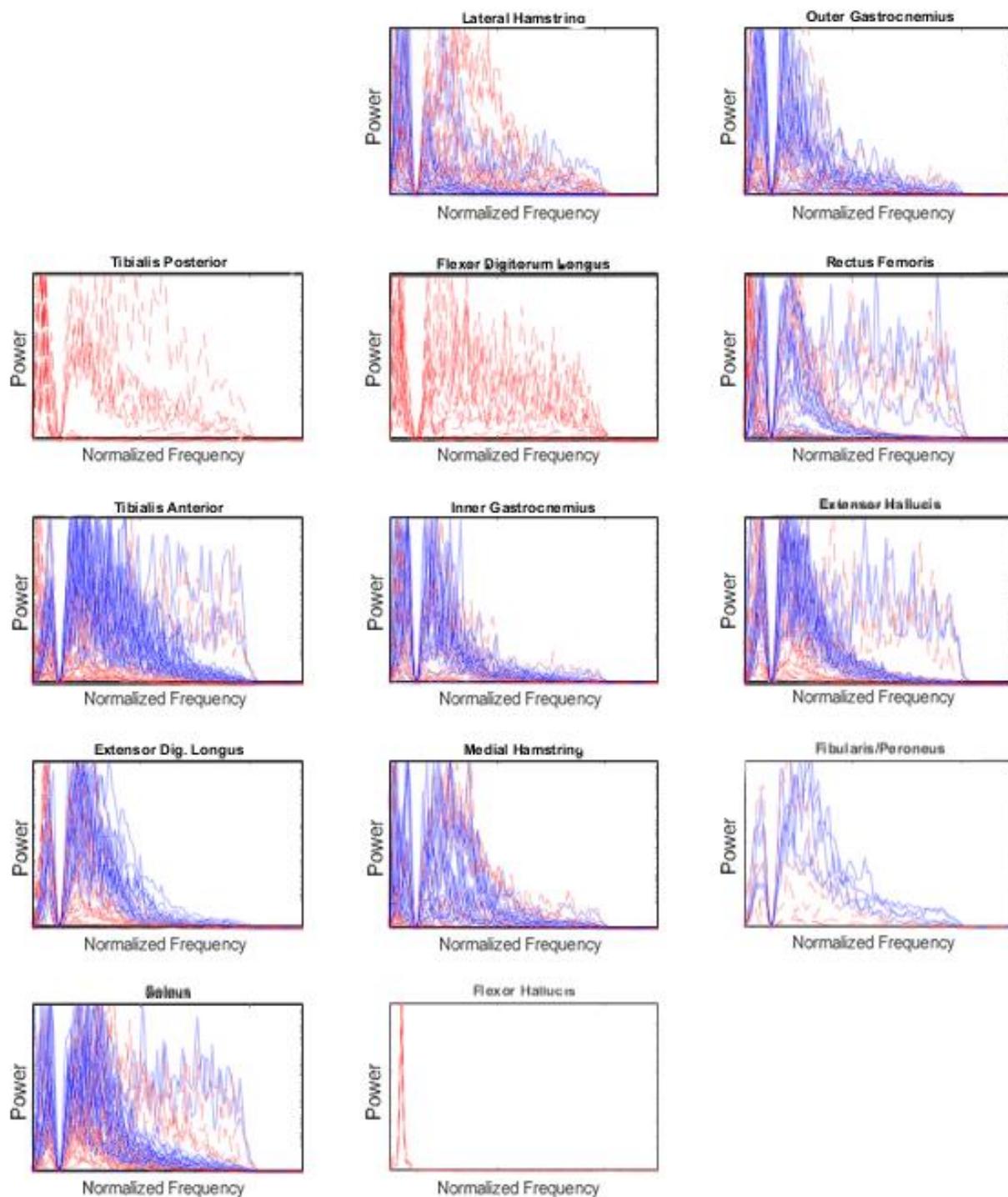


Figura 5.6 - Sobreposição dos gráficos de transparência reduzida (25%) resultantes dos relatórios da fase de apoio para cada trial dos pacientes hemiparéticos do lado direito. As linha vermelha e azul indicam a atividade do músculo do membro inferior direito e esquerdo, respetivamente. Da esquerda para a direita e de cima para baixo, por ordem, dados referentes ao músculo *Hamstring* Lateral, Gastrocnémio Exterior, Tibial Posterior, Flexor Longo dos Dedos, Reto Femoral, Tibial Anterior, Gastrocnémio Interior, Extensor Longo do Halux, Extensor Longo dos Dedos, *Hamstring* Medial, Fibular/Peroneu, Soleu e Flexor longo do Halux.

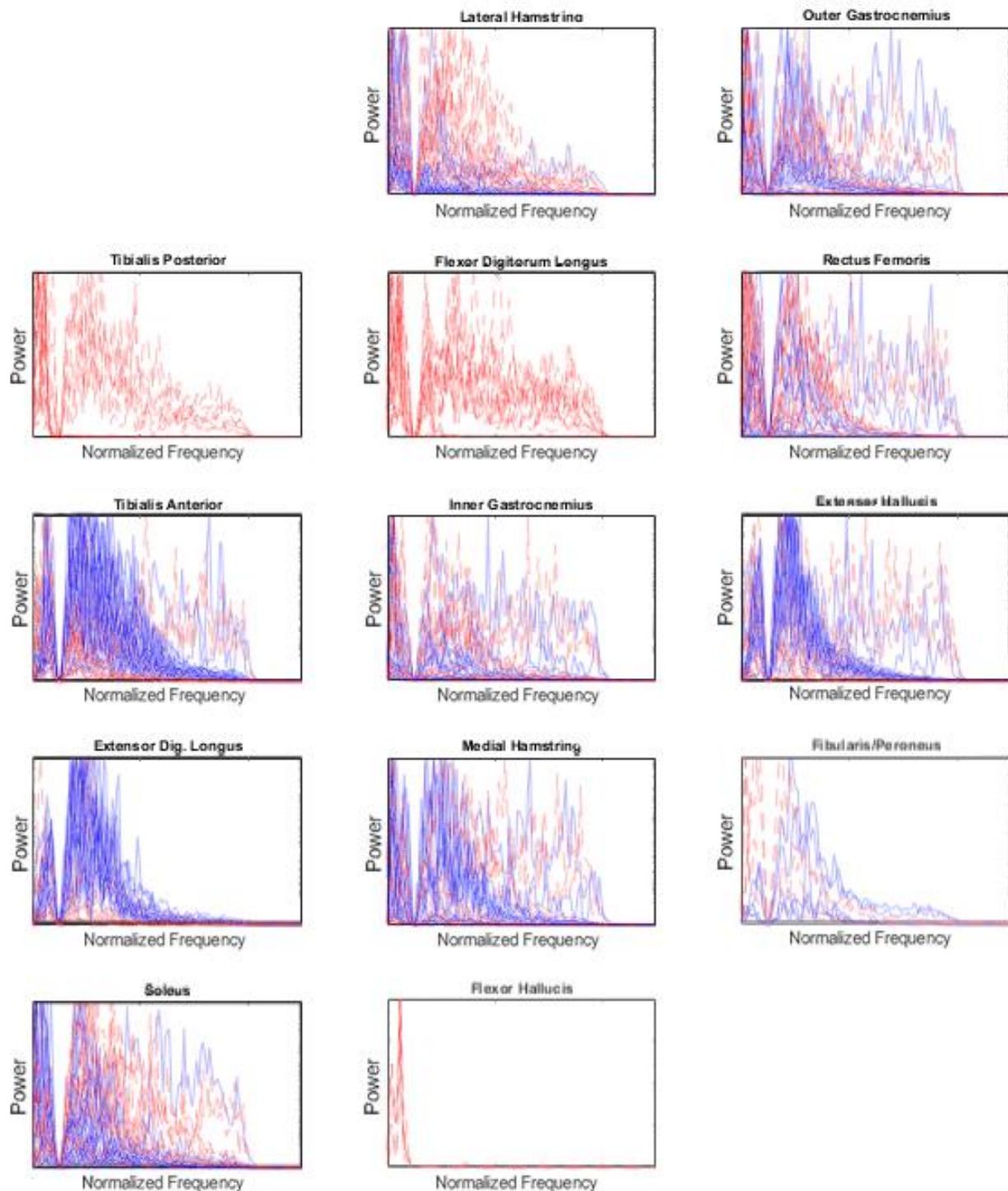


Figura 5.7 - Sobreposição dos gráficos de transparência reduzida (25%) resultantes dos relatórios da fase de balanço para cada trial dos pacientes hemiparéticos do lado direito. As linha vermelha e azul indicam a atividade do músculo do membro inferior direito e esquerdo, respetivamente. Da esquerda para a direita e de cima para baixo, por ordem, dados referentes ao músculo *Hamstring* Lateral, Gastrocnémio Exterior, Tibial Posterior, Flexor Longo dos Dedos, Reto Femoral, Tibial Anterior, Gastrocnémio Interior, Extensor Longo do Halux, Extensor Longo dos Dedos, *Hamstring* Medial, Fibular/Peroneu, Soleu e Flexor longo do Halux.

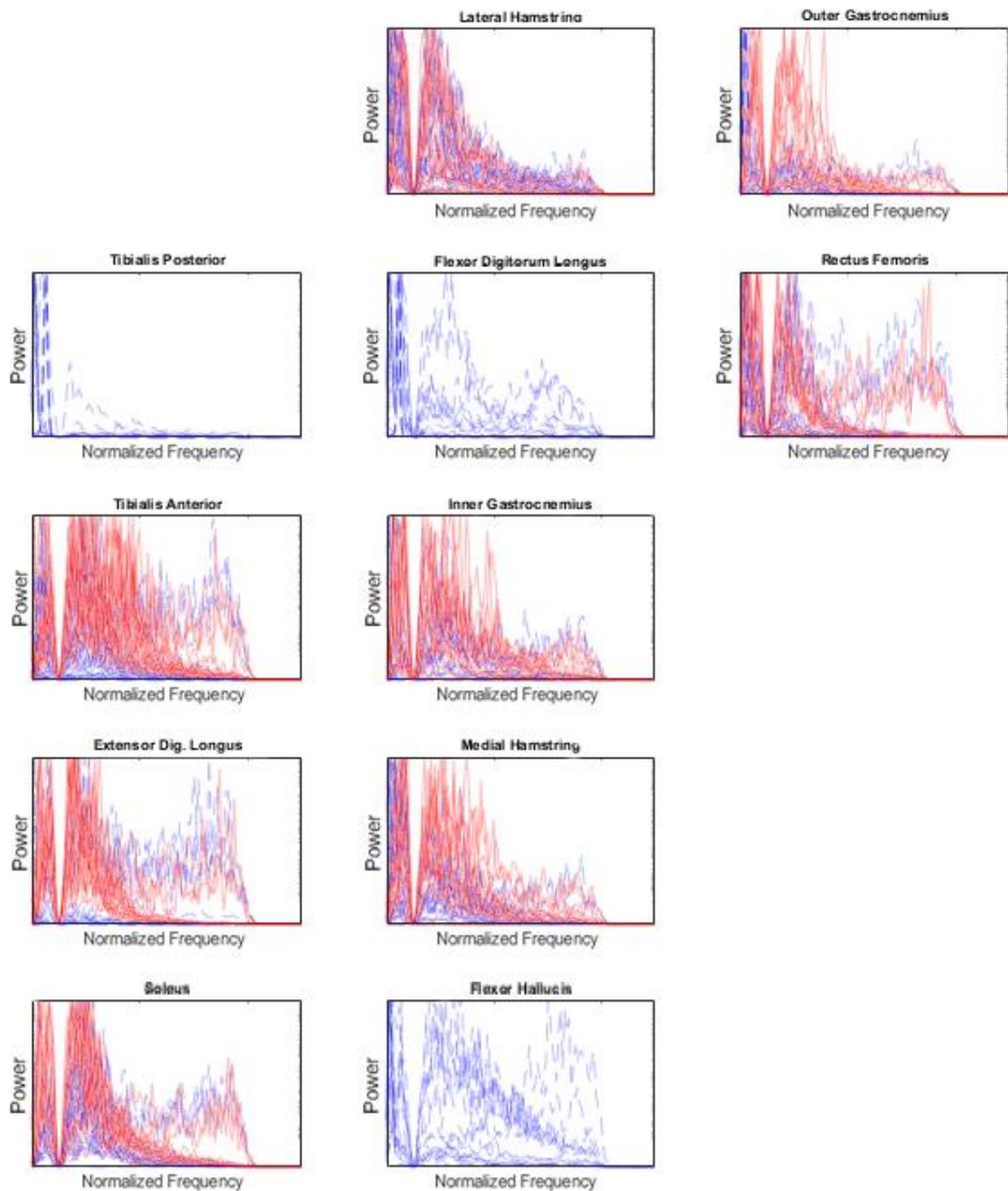


Figura 5.8 - Sobreposição dos gráficos de transparência reduzida (25%) resultantes dos relatórios da fase de apoio para cada trial dos pacientes hemiparéticos do lado esquerdo. As linha vermelha e azul indicam a atividade do músculo do membro inferior direito e esquerdo, respectivamente. Da esquerda para a direita e de cima para baixo, por ordem, dados referentes ao músculo *Hamstring* Lateral, *Gastrocnêmio* Exterior, *Tibial Posterior*, *Flexor Longo dos Dedos*, *Refo Femoral*, *Tibial Anterior*, *Gastrocnêmio Interior*, *Extensor Longo do Halux*, *Extensor Longo dos Dedos*, *Hamstring Medial*, *Fibular/Peroneu*, *Soleu* e *Flexor longo do Halux*.

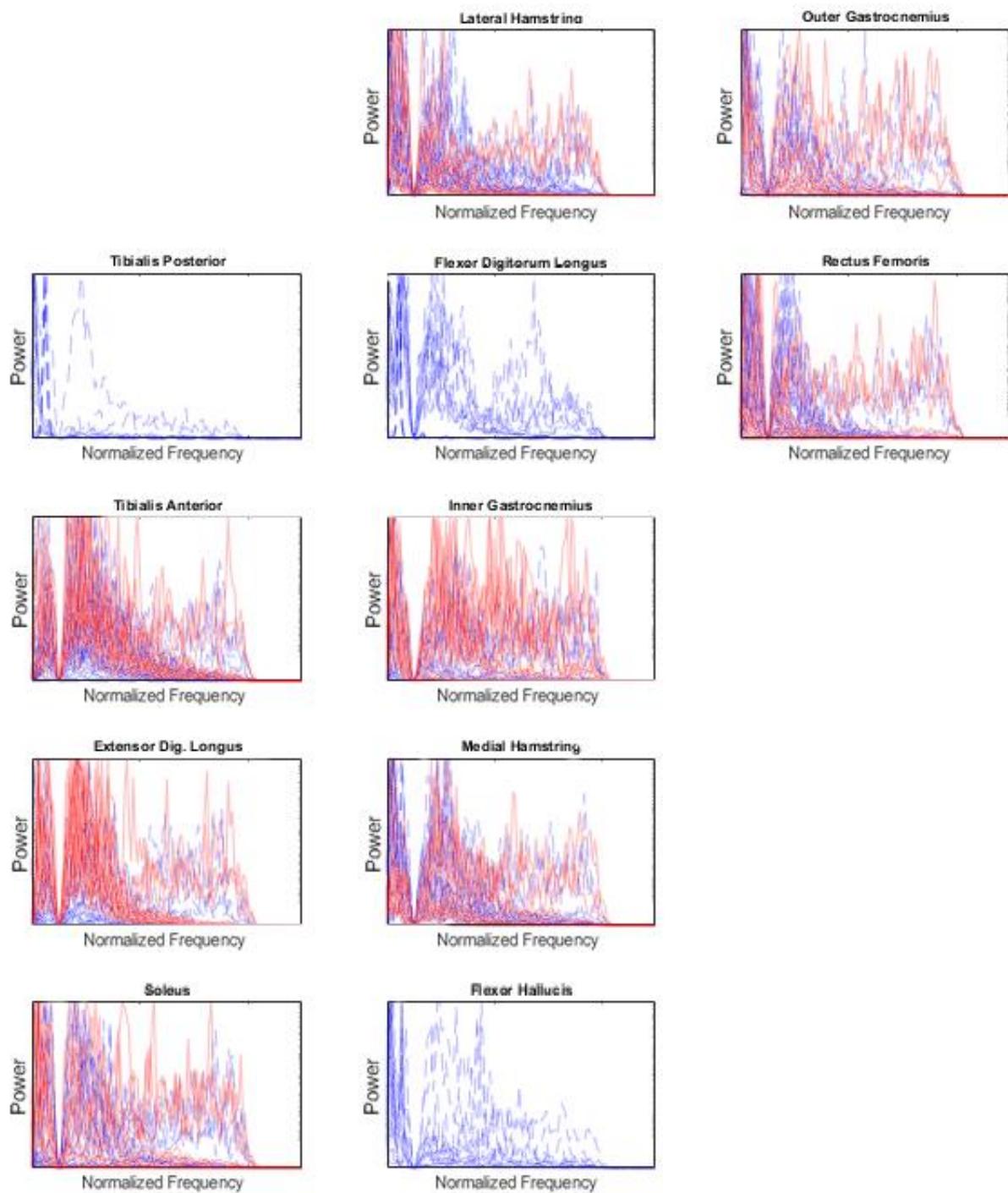


Figura 5.9 - Sobreposição dos gráficos de transparência reduzida (25%) resultantes dos relatórios da fase de apoio para cada trial dos pacientes hemiparéticos do lado direito. As linha vermelha e azul indicam a atividade do músculo do membro inferior direito e esquerdo, respetivamente. Da esquerda para a direita e de cima para baixo, por ordem, dados referentes ao músculo *Hamstring* Lateral, Gastrocnémio Exterior, Tibial Posterior, Flexor Longo dos Dedos, Reto Femoral, Tibial Anterior, Gastrocnémio Interior, Extensor Longo do Halux, Extensor Longo dos Dedos, *Hamstring* Medial, Fibular/Peroneu, Soleu e Flexor longo do Halux.

Da análise da sobreposição dos gráficos provenientes dos relatórios de cada *trial* dos pacientes hemiparéticos, presente nas Figuras 5.6 a 5.9, apresentam não só que existe uma tendência significativa para os gráficos exibirem a mesma forma, mas também demonstram a heterogeneidade entre estes indivíduos ao destacar que os padrões de marcha anormais com valores acima da média em gamas de frequência superiores à esperada como máximo (~100 Hz) encontram-se presentes em vários dos músculos em estudo. Destaca-se ainda a maior variação na fase de balanço comparativamente à de apoio verificada nas análises anteriores.

5.3 Análise dos parâmetros

Após a análise dos gráficos num ponto de vista geral, passa-se agora para a análise dos dados num ponto de vista quantitativo a nível das tabelas de análise dos parâmetros obtidos da plataforma. Estas encontram-se na Tabela 5.1 para os músculos comuns entre os conjuntos de pacientes em estudo e o grupo de controlo.

Em todas as situações os valores de desvio padrão são superiores ao desvio médio, podendo dever-se ao tamanho reduzido de amostras em estudo. Na tabela 5.1 a) é possível verificar que as diferenças de potência total em qualquer situação apresentam valores significativamente elevados, demonstrando assimetrias nas situações em estudo: existe uma maior variação na diferença resultante da subtração da potência média entre lados do que entre fases.

Ainda relativamente ao grupo de controlo, os valores baixos de contagens de diferenças negativas demonstram uma ativação superior do músculo na fase de apoio relativamente à de balanço, e uma ativação superior do músculo do membro inferior esquerdo relativamente ao do direito. Existe uma tendência para ocorrerem mais diferenças entre membros do que entre as fases da marcha, com o músculo gastrocnémio lateral consistentemente a demonstrar valores superiores de ativação do lado direito e com o músculo *hamstring* lateral com maior ativação no lado esquerdo. O músculo tibial anterior apresenta o maior número de situações com maior ativação no balanço relativamente à situação de apoio (48.44%), sendo mais simétrico. Tendo em conta a literatura, nomeadamente a informação dos picos de ativação sintetizada na Tabela 2.1, estes resultados são esperados do músculo gastrocnémio externo e tibial anterior, tendo ambos pelo menos um pico na fase de apoio, ao contrário do músculo *hamstring* lateral que apresentaria o seu pico de atividade na fase de balanço. Isto pode indicar uma necessidade de adaptação e de maior ativação muscular na fase de apoio para manter uma marcha mais estável.

Os valores resultantes da análise da frequência maximizante demonstram uma baixa variação entre sujeitos, sendo que as médias deste parâmetro rondam os 100 Hz, como seria de esperar pela literatura. Existe mais variação na análise da frequência maximizante em fases de balanço, coincidindo com o que se verificou nos gráficos em termos desta fase da marcha ser a mais propensa a apresentar variações no seu traçado.

Os valores mais baixos das diferenças de potência máxima dos indivíduos saudáveis relativamente aos obtidos nos grupos hemiparéticos demonstram maior simetria entre fases e lados.

Por análise das Tabelas 5.1 b) e c), é evidente que existe uma tendência dos pacientes hemiparéticos, independentemente do lado afetado, apresentarem valores de desvio padrão e desvio médio superiores em todos os parâmetros comparado com o grupo de controlo.

Tabela 5.1 - Análise de parâmetros em estudo referentes aos músculos *Hamstring* Lateral, Gastrocnêmio Exterior e Tibial Anterior dos dados de a) marcha saudável, b) marcha hemiparética esquerda e c) marcha hemiparética direita.

a) Marcha Saudável

BICEPS FEMORIS								
	DIF INT SIDE STANCE	DIF INT SIDE SWING	DIF INT PHASE LEFT	DIF INT PHASE RIGHT	STANCE MAXING LEFT	SWING MAXING LEFT	STANCE MAXING RIGHT	SWING MAXING RIGHT
AVERAGE ABS	2,317E-05	6,566E-06	4,587E-05	4,075E-05	108,103	100,896	117,309	114,220
TOTAL COUNT	128	128	128	128				
NEG COUNT	49	26	9	8				
% NEG	38,281	20,313	7,031	6,250				
STANDARD DEV	5,158E-05	1,548E-05	6,168E-05	4,393E-05	26,036	53,707	24,540	66,190
AVERAGE DEV	2,305E-05	7,933E-06	3,128E-05	2,589E-05	16,532	40,115	17,662	53,351
% SD	222,580	235,729	134,468	107,808	24,084	53,230	20,919	57,949
% AV DEV	99,482	120,816	68,197	63,531	15,292	39,758	15,056	46,709
GASTROCNEMIUS LATERALIS								
	DIF INT SIDE STANCE	DIF INT SIDE SWING	DIF INT PHASE LEFT	DIF INT PHASE RIGHT	STANCE MAXING LEFT	SWING MAXING LEFT	STANCE MAXING RIGHT	SWING MAXING RIGHT
AVERAGE ABS	2,605E-05	8,125E-06	5,177E-05	4,706E-05	104,954	97,444	114,765	103,198
NEG COUNT	128	128	128	128				
POS COUNT	80	81	1	3				
% NEG	62,500	63,281	0,781	2,344				
STANDARD DEV	5,327E-05	8,568E-06	6,635E-05	4,425E-05	29,840	49,284	26,464	43,393
AVERAGE DEV	2,181E-05	6,457E-06	3,155E-05	2,605E-05	20,297	38,665	17,990	32,522
% SD	204,519	105,442	128,148	94,042	28,431	50,577	23,059	42,049
% AV DEV	83,736	79,467	60,938	55,360	19,339	39,679	15,675	31,514
TIBIALIS ANTERIOR								
	DIF INT SIDE STANCE	DIF INT SIDE SWING	DIF INT PHASE LEFT	DIF INT PHASE RIGHT	STANCE MAXING LEFT	SWING MAXING LEFT	STANCE MAXING RIGHT	SWING MAXING RIGHT
AVERAGE ABS	2,832E-05	4,241E-05	4,334E-05	3,805E-05	120,579	126,999	118,399	119,671
TOTAL COUNT	128	128	128	128				
NEG COUNT	50	73	29	62				
% NEG	39,063	57,031	22,656	48,438				
STANDARD DEV	5,657E-05	4,792E-05	5,498E-05	4,417E-05	24,836	31,584	25,585	31,966
AVERAGE DEV	2,699E-05	3,146E-05	2,934E-05	2,599E-05	19,856	23,605	19,794	23,536
% SD	199,725	113,000	126,859	116,082	20,597	24,870	21,609	26,711
% AV DEV	95,286	74,189	67,683	68,307	16,467	18,587	16,718	19,667

Notas: Colunas: Diferença das potências totais entre lados para Apoio (1) e Balanço (2); Diferença entre as potências totais entre lados para membro inferior Esquerdo (3) e Direito (4); Maximizante do membro inferior esquerdo para Apoio (5) e Balanço (6). Maximizante do membro inferior direito para Apoio (7) e Balanço (8).

Linhas: Média de valores absolutos (1), Contagem Total de Diferenças (2), Contagem de Diferenças com resultados negativos (3), Percentagem de diferenças com resultados negativos sobre número total de diferenças (4), Desvio Padrão (5), Desvio Médio (6), Percentagem do desvio padrão sobre o valor da média de valores absolutos (7), Percentagem do desvio médio sobre o valor da média de valores absolutos (8).

Escala de cores indicadora dos valores contidos na própria célula, do mais baixo para mais elevado:



Diferenças mantêm sempre a mesma ordem: entre lados (esquerdo – direito), entre fases da marcha (apoio – balanço)

Tabela 5.1 – (continuação)

b) Marcha Hemiparética Esquerda

	LATERAL HAMSTRING							
	DIF INT SIDE STANCE	DIF INT SIDE SWING	DIF INT PHASE LEFT	DIF INT PHASE RIGHT	STANCE MAXING LEFT	SWING MAXING LEFT	STANCE MAXING RIGHT	SWING MAXING RIGHT
AVERAGE ABS	2,335E-04	7,209E-05	4,135E-04	1,284E-04	44,651	63,101	45,891	37,984
TOTAL COUNT	21	21	25	25				
NEG COUNT	6	8	1	1				
% NEG	28,571	38,095	4,000	4,000				
STANDARD DEV	2,871E-04	8,092E-05	4,523E-04	8,467E-05	41,912	75,121	38,037	55,945
AVERAGE DEV	2,291E-04	6,432E-05	3,660E-04	6,699E-05	36,850	61,234	33,625	35,039
% SD	122,941	112,251	109,391	65,928	93,865	119,048	82,885	147,283
% AV DEV	98,084	89,226	88,525	52,160	82,528	97,042	73,270	92,245
	OUTER GASTROCNEMIUS							
	DIF INT SIDE SWING	DIF INT PHASE LEFT	DIF INT PHASE RIGHT	STANCE MAXING LEFT	SWING MAXING LEFT	STANCE MAXING RIGHT	SWING MAXING RIGHT	
AVERAGE ABS	5,439E-04	1,250E-04	2,481E-04	4,956E-04	37,652	52,972	60,354	23,810
TOTAL COUNT	21	21	21	21				
NEG COUNT	9	9	1	1				
% NEG	42,857	42,857	4,762	4,762				
STANDARD DEV	5,279E-04	1,640E-04	2,372E-04	5,591E-04	36,072	78,514	47,779	38,101
AVERAGE DEV	3,962E-04	1,181E-04	2,056E-04	4,103E-04	30,533	56,848	39,656	21,305
% SD	97,067	131,204	95,586	112,817	95,804	148,220	79,165	160,023
% AV DEV	72,850	94,454	82,867	82,787	81,092	107,317	65,706	89,480
	TIBIALIS ANTERIOR							
	DIF INT SIDE STANCE	DIF INT SIDE SWING	DIF INT PHASE LEFT	DIF INT PHASE RIGHT	STANCE MAXING LEFT	SWING MAXING LEFT	STANCE MAXING RIGHT	SWING MAXING RIGHT
AVERAGE ABS	1,671E-03	2,543E-04	6,481E-04	1,257E-03	73,536	116,387	103,440	95,082
TOTAL COUNT	28	28	36	32				
NEG COUNT	20	20	21	4				
% NEG	71,429	71,429	58,333	12,500				
STANDARD DEV	2,077E-03	2,606E-04	2,572E-03	1,803E-03	75,201	87,392	44,033	33,371
AVERAGE DEV	1,540E-03	2,087E-04	9,168E-04	1,285E-03	49,628	55,280	32,794	21,182
% SD	124,272	102,466	396,808	143,466	102,264	75,087	42,569	35,097
% AV DEV	92,112	82,061	141,461	102,275	67,488	47,497	31,704	22,277

Tabela 5.1 – (continuação)

c) Marcha Hemiparética Direita

	LATERAL HAMSTRING							
	DIF INT SIDE STANCE	DIF INT SIDE SWING	DIF INT PHASE LEFT	DIF INT PHASE RIGHT	STANCE MAXING LEFT	SWING MAXING LEFT	STANCE MAXING RIGHT	SWING MAXING RIGHT
AVERAGE ABS	2,946E-03	3,582E-04	6,583E-04	3,060E-03	40,836	30,316	58,915	63,876
TOTAL COUNT	23	23	28	25				
NEG COUNT	15	18	2	3				
% NEG	65,217	78,261	7,143	12,000				
STANDARD DEV	7,187E-03	4,580E-04	1,587E-03	7,956E-03	34,337	26,792	54,929	75,665
AVERAGE DEV	4,170E-03	3,128E-04	8,391E-04	4,748E-03	26,242	20,428	48,062	56,186
% SD	243,928	127,871	241,039	260,015	84,085	88,378	93,234	118,456
% AV DEV	141,534	87,333	127,461	155,177	64,262	67,384	81,579	87,961
	OUTER GASTROCNEMIUS							
	DIF INT SIDE STANCE	DIF INT SIDE SWING	DIF INT PHASE LEFT	DIF INT PHASE RIGHT	STANCE MAXING LEFT	SWING MAXING LEFT	STANCE MAXING RIGHT	SWING MAXING RIGHT
AVERAGE ABS	2,193E-03	3,452E-04	1,671E-03	7,720E-04	43,210	57,278	32,587	32,156
TOTAL COUNT	27	27	27	27				
NEG COUNT	5	10	1	0				
% NEG	18,519	37,037	3,704	0,000				
STANDARD DEV	4,771E-03	9,761E-04	4,052E-03	2,617E-03	25,523	83,042	32,093	37,283
AVERAGE DEV	2,791E-03	5,070E-04	1,837E-03	1,245E-03	21,480	60,867	23,128	27,711
% SD	217,541	282,742	242,467	338,932	59,068	144,980	98,485	115,943
% AV DEV	127,271	146,851	109,909	161,258	49,711	106,266	70,974	86,177
	TIBIALIS ANTERIOR							
	DIF INT SIDE STANCE	DIF INT SIDE SWING	DIF INT PHASE LEFT	DIF INT PHASE RIGHT	STANCE MAXING LEFT	SWING MAXING LEFT	STANCE MAXING RIGHT	SWING MAXING RIGHT
AVERAGE ABS	1,391E-03	5,874E-04	1,043E-03	3,393E-04	99,516	99,612	60,354	80,565
TOTAL COUNT	35	35	40	42				
NEG COUNT	8	12	5	12				
% NEG	22,857	34,286	12,500	28,571				
STANDARD DEV	1,288E-03	6,607E-04	9,920E-04	2,866E-04	42,995	64,238	42,157	62,437
AVERAGE DEV	8,958E-04	4,979E-04	7,156E-04	2,164E-04	31,754	37,248	37,573	43,585
% SD	92,601	112,467	95,131	84,482	43,204	64,488	69,849	77,499
% AV DEV	64,392	84,760	68,623	63,768	31,908	37,393	62,254	54,099

Por análise da contagem das diferenças negativas, os pacientes com hemiparesia esquerda apresentam uma maior tendência de ativação do músculo direito no caso do músculo tibial anterior. Os pacientes hemiparéticos direitos apresentam uma maior ativação do músculo direito no caso do *hamstring* lateral. As diferenças entre fases nestes músculos também surgem com significativamente mais variação, destacando a situação do músculo gastrocnémio externo dos pacientes hemiparéticos direitos.

Para além da maior dispersão de valores entre amostras, é destacar que os valores das frequências maximizantes diminuíram significativamente quando comparado com os valores obtidos com os dados relativos à marcha saudável, podendo chegar a 23 Hz nos casos de hemiparesia esquerda e 30 Hz nos casos de hemiparesia direita. Esta diminuição ocorre tanto do membro parético como no membro não-parético para os músculos *hamstring* lateral e gastrocnémio externo, sendo o músculo tibial o único a apresentar valores próximos do normal para o membro não-parético.

A diminuição dos valores de frequência maximizante no membro parético pode ser justificada com a diminuição de atividade, nomeadamente com o aumento do tempo de disparo. Esta possibilidade poderia ser corroborada com a análise da frequência média e da mediana da frequência (Fuglsang-Frederiksen & Rønager, 1988; Zhang et al., 2008). No caso dos músculos gastrocnémio externo e *hamstring* lateral, a diminuição da frequência maximizante no membro não-parético pode indicar uma adaptação deste para assegurar uma marcha simétrica no apoio final e balanço final, respetivamente. No entanto, a manutenção de valores próximos dos apresentados pelo grupo de controlo no músculo tibial anterior do membro não-parético demonstram uma possível compensação na resposta à carga.

5.3.1 Diferenças da Potência Total

Passando agora para a análise dos gráficos de dispersão traçados com os dados de cada *trial* dos grupos em estudo, começamos pela análise dos gráficos das diferenças dos valores absolutos dos integrais das DEFs (potência total) entre lados e fases da marcha, apresentados nas Figuras 5.10 a 5.14.

Por análise da posição dos centros de massa, é de notar uma tendência para os pacientes hemiparéticos direitos apresentarem maiores diferenças comparado com os pacientes hemiparéticos esquerdos em todas as situações exceto na análise do músculo tibial anterior (Figura 5.14) onde os pacientes com hemiparesia do lado esquerdo apresentam uma maior diferença entre lados durante o apoio.

Os dados referentes à marcha saudável são os que consistentemente apresentam menores diferenças nas situações em análise.

As manchas de pontos dos grupos hemiparéticos, independentemente de lado, encontram-se significativamente afastadas da mancha de valores de controlo e mais dispersas, cada uma possuindo *outliers* que afetam esta separação.

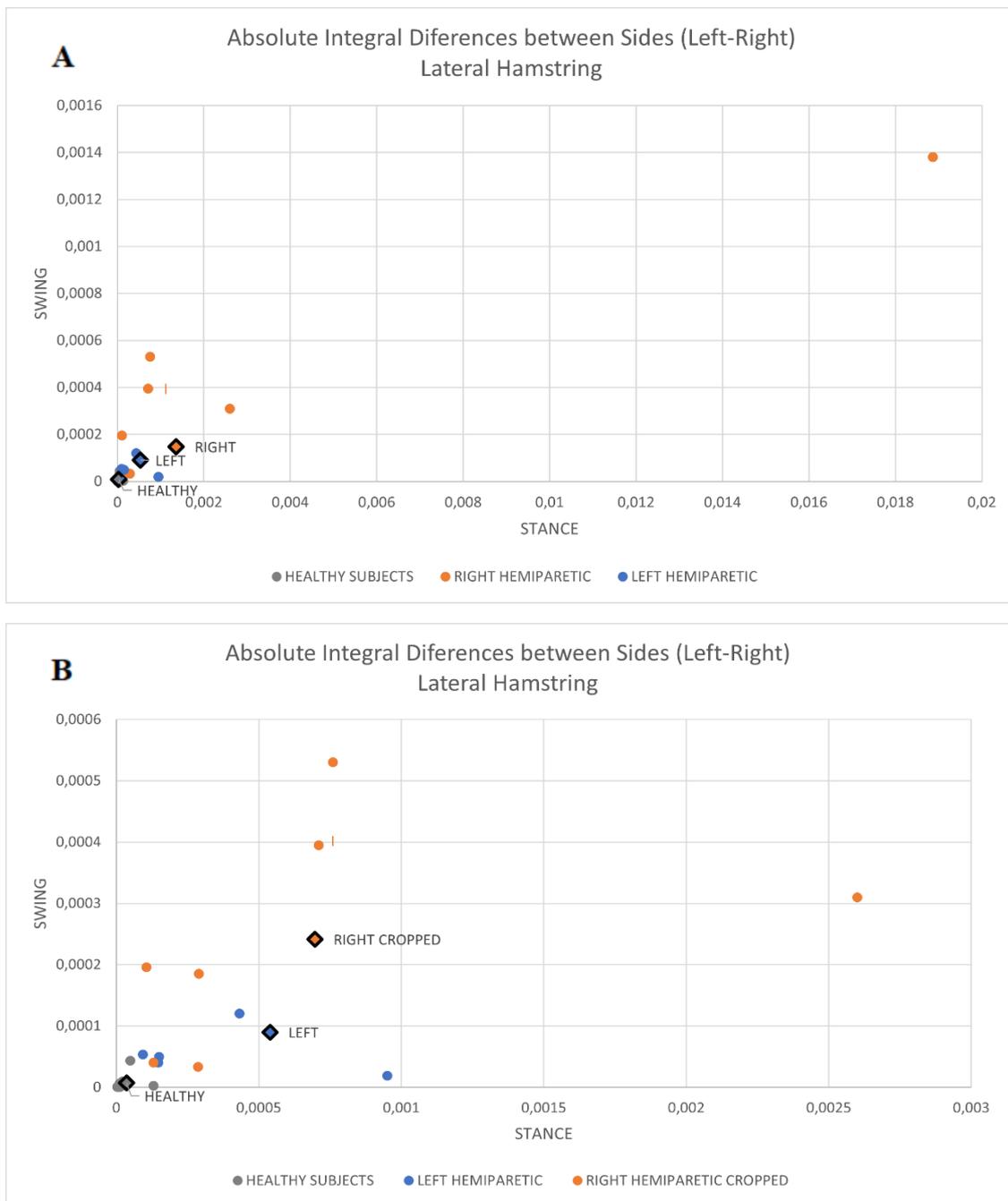


Figura 5.10 -Gráfico de dispersão de dados referentes à diferença de potência máxima entre lados (esquerdo-direito) nas diferentes fases da marcha do músculo *Hamstring* Lateral referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tônus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente. A- dados completos; B - dados sem o *outlier* do conjunto da marcha hemiparética direita.

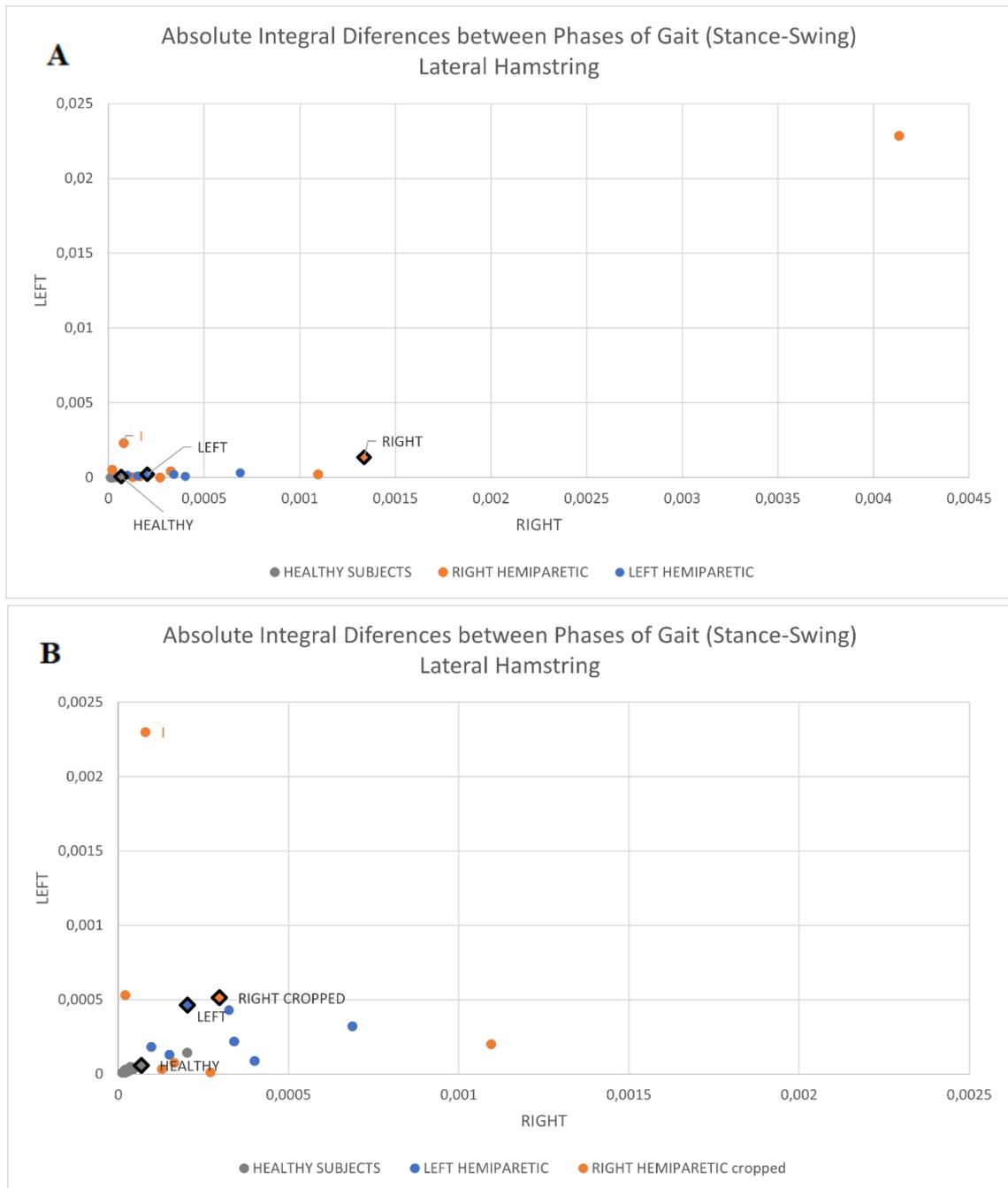


Figura 5.11 -Gráfico de dispersão de dados referentes à diferença de potência máxima entre fases da marcha (apoio-balanço) no músculo *Hamstring* Lateral esquerdo e direito referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tônus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente. A- dados completos; B - dados com eliminação do *outlier* do conjunto da marcha hemiparética direita.

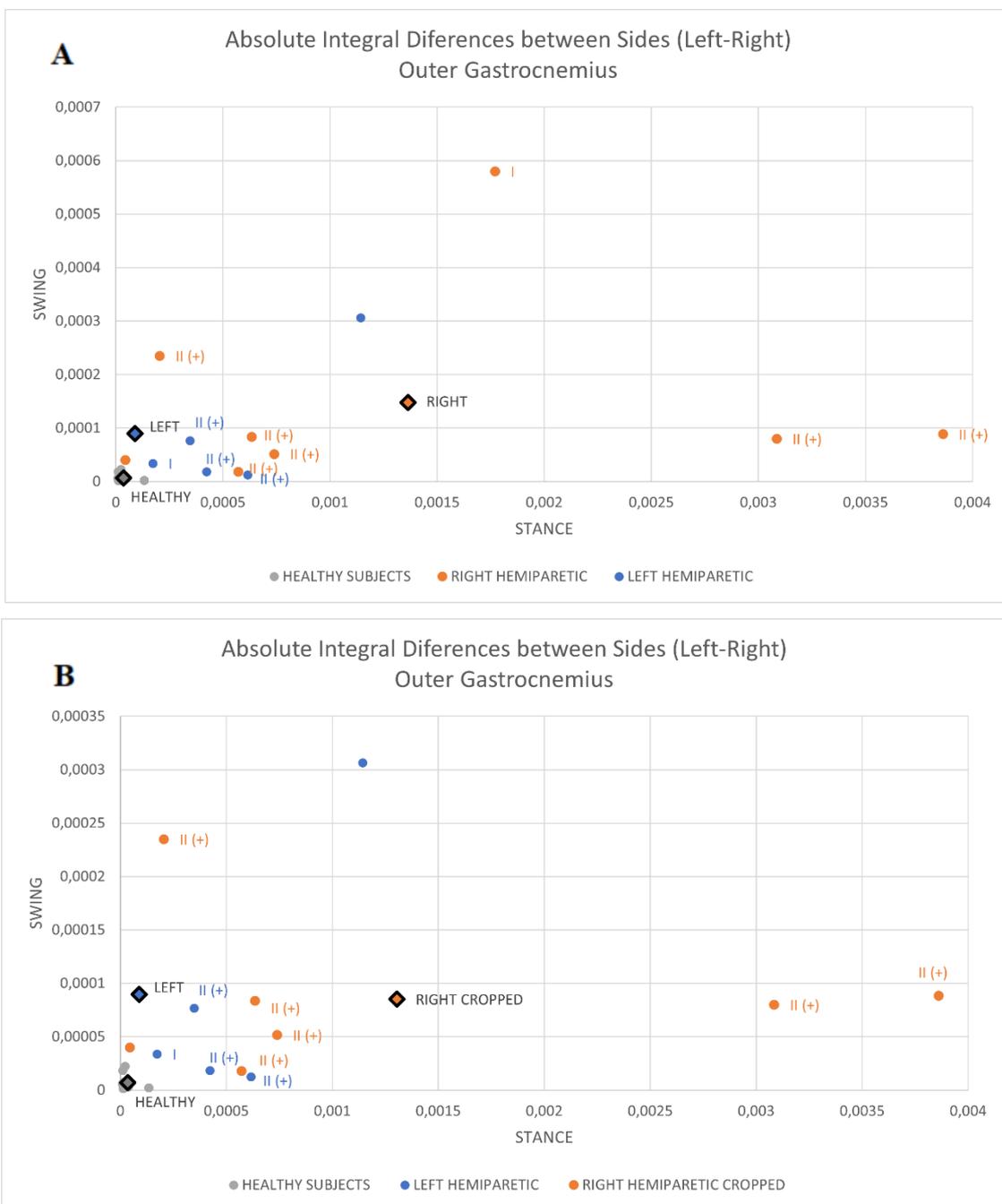


Figura 5.12 - Gráfico de dispersão de dados referentes à diferença de potência máxima entre lados (esquerdo-direito) nas diferentes fases da marcha do músculo Gastrocnémio Externo referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tônus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente. A- dados completos; B - dados com eliminação do *outlier* do conjunto da marcha hemiparética direita.



Figura 5.13 - Gráfico de dispersão de dados referentes à diferença de potência máxima entre fases da marcha (apoio-balanço) no músculo Gastrocnémio Externo esquerdo e direito referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tônus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente. A- dados completos; B - dados com eliminação do *outlier* do conjunto da marcha hemiparética direita.

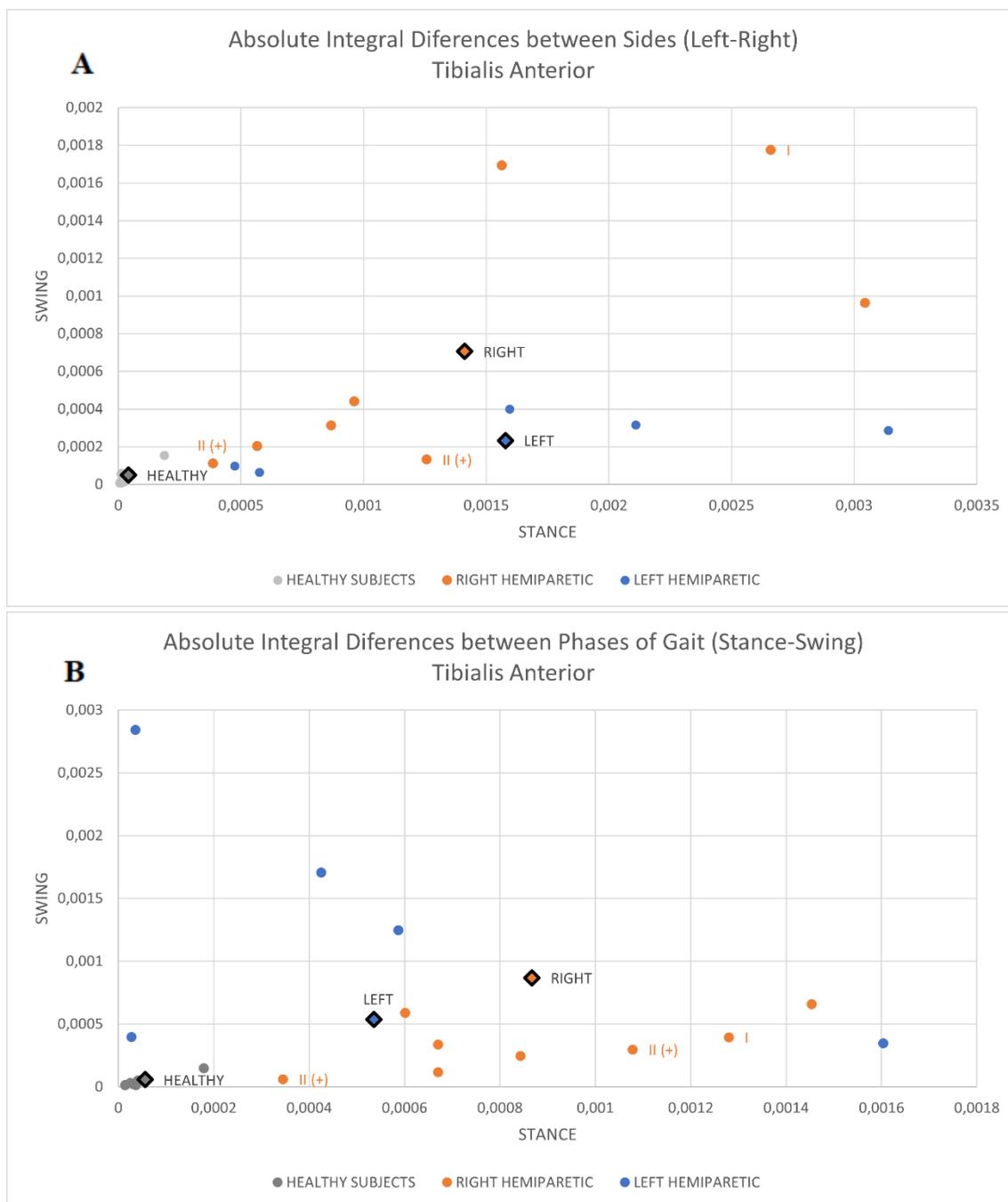


Figura 5.14 Gráficos de dispersão de dados referentes à diferença de potência máxima entre A) fases da marcha (apoio-balanço) nos diferentes lados, B) lados (esquerdo-direito) nas diferentes fases da marcha, do músculo Tibial Anterior referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tônus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente.

5.3.2 Frequências Maximizantes

Foram traçados gráficos de dispersão semelhantes aos das diferenças de potência total para os valores das frequências maximizantes de cada membro para cada fase da marcha nas Figuras 5.15 a 5.17.

Por análise dos centros de massa é possível verificar que os pacientes hemiparéticos direitos tendem a ter menores frequências maximizantes em todas as situações, exceto nos valores de frequência maximizante do músculo tibial anterior no lado esquerdo (Figura 5.17 A), isto é, no lado não-parético. Isto vai de encontro com os resultados obtidos na secção 5.3 com a análise das tabelas de análise de dados onde foi possível observar que este músculo manteve um comportamento próximo do normal a nível do membro não-parético e dos seus valores de frequência maximizante. Pode-se ainda apontar que as nuvens referentes aos pacientes hemiparéticos surgem mais concentrada nos gráficos referentes a este músculo, independentemente do lado em estudo.

É possível verificar uma maior mistura de nuvens entre os dados hemiparéticos e os dados saudáveis em comparação com os gráficos obtidos com a análise das diferenças de potência total apresentados na secção anterior.

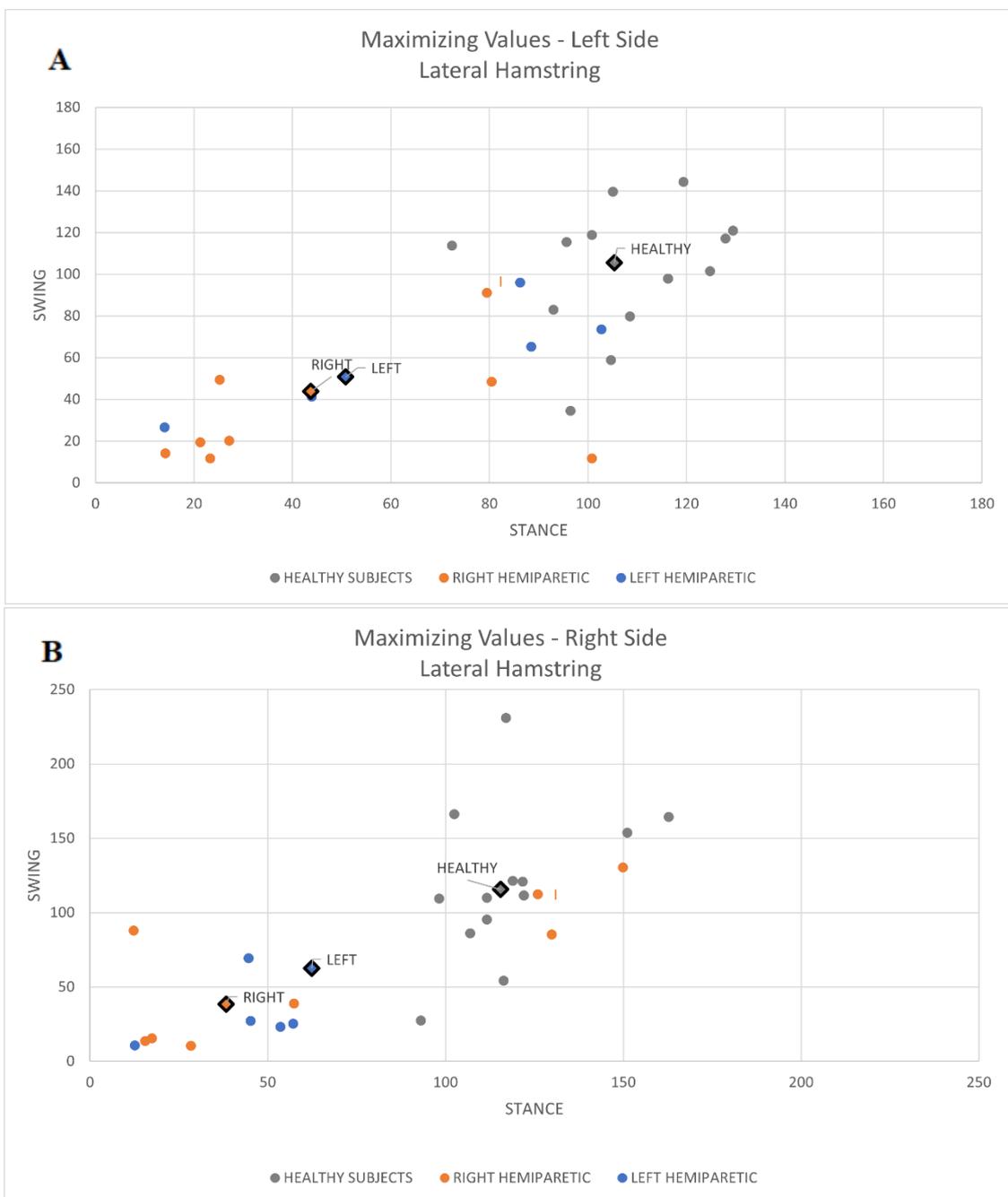


Figura 5.15 - Gráficos de dispersão de dados referentes aos valores de frequência maximizante do lado A - esquerdo e B - direito, do músculo *hamstring* lateral referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tônus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente.

5.3.3 Relações com o Tônus Muscular

Ao longo dos gráficos de dispersão apresentados anteriormente (Figura 5.10 – 5.17) foram colocadas etiquetas com os dados relativos à avaliação do tônus muscular de cada paciente. Procurou-se assim relacionar a classificação do tônus muscular com os parâmetros em análise em cada situação.

A hipótese originalmente considerada seria que os pacientes com uma maior alteração no seu tônus muscular, isto é, com uma classificação num grau superior, encontrar-se-iam mais afastados dos grupos de controlo e dos pacientes sem alterações no seu tônus muscular na situação de estudo das diferenças das potências totais. Resumidamente, como o tônus muscular encontra-se aumentado, para produzir movimento seria necessária uma geração superior de força comparado com o outro membro, aumentando assim as assimetrias entre lados. No entanto, e mesmo expandindo a análise para os gráficos apresentados em Anexo, não foram detetadas tendências que relacionam a escala atual do tônus muscular com os parâmetros em análise de uma forma consistente e plausível de ser convertido numa nova escala de medição desta condição.

Tendo como exemplo a situação da Figura 5.14, referentes às diferenças de potência total relativas ao músculo tibial anterior, é possível verificar que no grupo de pacientes hemiparéticos direitos, o paciente com o menor grau de alteração do tônus muscular (Grau I) encontra-se consistentemente mais afastado da nuvem do grupo de controlo. Isto também se verifica em pacientes sem marcadores, isto é, sem alteração do tônus muscular. É possível verificar que um paciente com presença de clónus (isto é, de Grau II ou superior) é o que surge consistentemente mais próximo dos valores referentes a padrões de marcha saudáveis. Isto também se verifica na análise do músculo gastrocnémio exterior (Figura 5.12 e 5.13) verifica-se que o paciente sem alteração do tônus muscular efetivamente encontra-se mais próximo dos valores de controlo relativamente. No entanto, o único paciente classificado com grau I apresentou valores tão alterados que foi considerado como *outlier* e removido para melhor visualização do gráfico.

Isto deve-se maioritariamente à falta de informação sobre pacientes com diferentes classificações de tônus muscular atribuídas em ambiente clínico, algo que será apontado nas limitações.

A análise dos gráficos das frequências maximizantes foi igualmente inconclusiva, não havendo tendência entre o grau do tônus muscular dos pacientes e a sua aproximação ao grupo do controlo em ambos os membros parético e não-parético.

Capítulo 6

Conclusão

O surgimento de disfunções motoras é uma consequência comum nos pacientes pós-AVC, reduzindo a sua autonomia e independência. No entanto, apesar de apresentarem um conjunto de possíveis alterações da marcha, estes pacientes são um grupo heterogêneo, sendo que o tipo e a intensidade destas perturbações estão dependentes do local e extensão do dano causado a nível neurológico. Torna-se, então, importante a aplicação de técnicas de reabilitação que se foquem nas necessidades específicas de cada paciente para a mitigação dos padrões de marcha patológicos. Vários laboratórios especializados no estudo e análise da marcha, como o do CMRA, recorrem a sistemas de aquisição de dados EMG para a determinação das áreas de reabilitação, sendo a eletromiografia a única ferramenta que permite a definição dos padrões de função muscular alterados que contribuem para as alterações da marcha específicas de cada paciente. No entanto, atualmente, é comum que estes laboratórios só possuam ferramentas de análise apenas para a componente temporal, enquanto que o domínio da frequência pode providenciar informação única que melhor caracterize as disfunções de cada paciente. Assim, definiu-se como principal objetivo deste projeto a construção de uma plataforma que permitisse a realização da análise dos dados EMG no domínio em frequência em ambiente clínico, servindo como complemento às ferramentas já existentes para análise no domínio temporal e sem alteração dos métodos de recolha de dados.

A construção desta plataforma permite ao corpo clínico de laboratórios de marcha, como o do CMRA, o recurso a uma ferramenta única de avaliação da capacidade muscular dos pacientes que possuem um padrão de marcha tão irregular em termos das suas características, complementar às ferramentas já desenvolvidas para análise dos dados EMG para o domínio do tempo. Esta permite ao utilizador a visualização dos gráficos da DE de modo rápido e eficiente, mantendo ainda um nível de customização adequado para a observação da informação de cada paciente. Juntamente a isto adiciona-se o cálculo de parâmetros apenas obtidos no domínio da frequência (frequência maximizante e potência total), providenciando assim informação objetiva complementar a uma visualização subjetiva dos referidos traçados. Esta possibilita ainda a análise rápida de vários *trials* de cada paciente, tanto em relatórios de fácil comparação entre *trials* para análise do impacto de terapias de reabilitação entre sessões de recolha, como em gráficos individuais de cada músculo em análise. A geração de ficheiros *.csv* com os parâmetros calculados facilita o acesso a estes dados, tendo sido implementada com o intuito de simplificar processamentos futuros em outras ferramentas de manipulação de dados. A ferramenta construída apresenta ainda a vantagem de não estar limitada à patologia estudada, podendo a sua utilização ser estendida a outras situações clínicas sem ser o estudo da marcha hemiparética. Espera-se assim que esta ferramenta facilite não só a análise de futuros pacientes, mas contribua positivamente para o acompanhamento ao longo do tempo dos que já são seguidos pelo Laboratório de Marcha do CMRA, verificando assim o impacto das técnicas de reabilitação no padrão de função muscular.

Adicionalmente, teve-se como objetivo a análise dos dados eletromiográficos no domínio da frequência de pacientes com marcha hemiparética pós-AVC e um grupo de controlo de sujeitos com marcha não-patológica, procurando evidenciar tendências desenvolvidas por pacientes hemiparéticos pós-AVC evidenciadas no domínio em análise, e assim indicar alterações de maior relevância para a situação clínica. Isto foi possível com a utilização da plataforma desenvolvida, através da análise dos gráficos e dos parâmetros obtidos do processamento de 13 pacientes hemiparéticos, acompanhados no

Laboratório de Marcha do CMRA, e dos dados de 13 sujeitos saudáveis, providenciados na base de dados de Moreira et al. (2021).

Relativamente à análise dos gráficos obtidos, identificou-se que os pacientes hemiparéticos apresentam menores valores de potência em comparação com o grupo de controlo, apesar de geralmente manterem a mesma forma do traçado da DE. Isto vai de encontro com o que é descrito na literatura (Hussain & Park, 2021). No entanto, existem situações com presença de padrões erráticos anormais nos pacientes hemiparéticos. Estas anomalias podem representar mecanismos de compensação necessário para a execução do movimento, quer passe pelo aumento do recrutamento muscular de fibras motoras rápidas (Wakeling & Rozitis, 2004) como da taxa de disparo (Fuglsang-Frederiksen & Rønager, 1988). É de destacar que estas alterações, tanto na forma do traçado como a presença de padrões anormais, ocorrem tanto no membro parético como no não-parético. Isto vai de encontro com o trabalho de Fujita et al. (2021) que determinou que ambos os membros de pacientes com marcha hemiparética pós-AVC apresentavam alterações do padrão de marcha semelhantes entre si. Sublinha-se assim a importância da análise EMG de ambos os membros, de modo a evitar a definição de padrões de compensação que possam levar a dano no membro não-parético.

Em termos dos parâmetros calculados, verificou-se através do estudo das diferenças das potências totais que os pacientes hemiparéticos apresentam não só menos simetria entre membros e entre fases da marcha, como mais dispersão entre os valores obtidos. A análise deste parâmetro determinou que o músculo *hamstring* lateral apresenta o seu pico de atividade na fase de apoio, o que contraria a literatura. Esta alteração pode ser justificada com uma necessidade acrescida de ativação muscular para manutenção da estabilidade na fase de apoio.

Relativamente à frequência maximizante, existe uma diminuição deste parâmetro tanto no membro parético como do membro não-parético, exceto no caso do músculo tibial anterior na situação de membro não-parético, que apresentou valores de frequência maximizante próximos dos apresentados pelo grupo de controlo. A diminuição no membro parético pode ser justificada com a redução de atividade, nomeadamente com o aumento do tempo de disparo. Relativamente à simetria entre membros, pensa-se que a diminuição da frequência maximizante no membro não-parético no caso dos músculos gastrocnémio externo e *hamstring* lateral pode indicar uma adaptação deste para assegurar uma marcha simétrica nos pontos de atividade máxima. O músculo tibial anterior demonstra uma possível compensação com a sua manutenção do valor da frequência maximizante no membro não-parético.

Foi ainda pedido pelo corpo clínico do Laboratório de Marcha do CMRA a análise dos parâmetros em estudo com a escala de tónus muscular utilizada em ambiente clínico para definição de uma escala mais imparcial. Não foi verificada correlação suficientemente forte entre os parâmetros estudados e a escala de medição do tónus muscular utilizada.

6.1 Limitações e Trabalhos Futuros

Relativamente às limitações neste trabalho, é de destacar que a amostra de pacientes hemiparéticos providenciada refere-se a pacientes idosos, quase exclusivamente do sexo masculino e que a amostra de indivíduos saudáveis não foi recolhida no mesmo laboratório. Um aumento do número de elementos da amostra, a sua diversificação em termos de idades e sexo, e a recolha de dados de sujeitos sem patologia associada em condições semelhantes permitiria a definição de valores médios mais concretos do impacto da patologia em estudo.

Os dados providenciados relativamente ao tónus muscular constituíam maioritariamente de notas do corpo clínico, sem determinação específica de um grau na escala utilizada. Isto dificultou a comparação entre pacientes e foi um dos principais fatores a impossibilitar a determinação de uma correlação forte o suficiente para se efetuar o estabelecimento de uma nova escala de medição do tónus muscular. Seria benéfico para estudos relativos a este parâmetro a aplicação constante da escala de tónus já utilizada em ambiente clínico, não excluindo a possibilidade de adição de notas pertinentes.

Alguns dos dados providenciados apresentaram alterações correspondentes à influência da linha de alimentação na DE, tendo sido necessário a aplicação de um filtro Notch nos 50 Hz. É necessário que recolhas futuras sejam realizadas com maior atenção à eliminação do ruído da linha de alimentação, já que a utilização do filtro Notch não é aconselhada porque destrói informação do sinal (Singh et al., 2019). De destacar que qualquer valor de frequência maximizante inferior a 50 Hz pode ter sido afetado pelo filtro aplicado. Adicionalmente, também é importante que ocorra uma verificação de que o paciente não possui próximo a si dispositivos que possam alterar o traçado obtido, como, por exemplo, equipamentos de comunicação.

A possibilidade de escolha da velocidade de marcha do grupo de controlo para aproximar-se da dos pacientes hemiparéticos, apesar de uma contribuição positiva, ocorre principalmente por alteração da cadência, enquanto que a diminuição de velocidade dos pacientes com marcha hemiparética ocorre devido à diminuição do tamanho da passada. Futuramente, poderá ser interessante ter em atenção o tamanho da passada da marcha do grupo de controlo para a realização de uma comparação mais adequada.

A plataforma atualmente apresentada tem ainda de ser integrada na plataforma de análise de dados EMG no domínio do tempo, sendo necessário implementar um contingente para a situação de se seleccionar uma pasta sem *trials*, que não foi considerada durante este projeto. Pode ainda ser introduzida a análise de outros parâmetros igualmente relevantes e interessantes para aplicação num contexto clínico, tal como potência média, mediana da frequência e frequência média, como foram estudados por Hussain & Park (2021). Em especial, é importante explorar estes parâmetros de modo a definir uma escala objetiva de medição do tónus muscular, algo que continua a ser indesejavelmente subjetivo.

Relativamente a projetos futuros na área, este trabalho providencia várias vertentes interessantes de serem exploradas:

- Primeiramente, destaca-se o estudo contínuo de recolhas de dados EMG do mesmo paciente com hemiparesia pós-AVC, após várias sessões de reabilitação. Isto permitirá a análise do efeito dessas terapias no padrão de função muscular, podendo ser relevante a definição das várias técnicas e do número de vezes que estas são aplicadas para os resultados obtidos, de modo assim a maximizar a eficácia da intervenção clínica com a sua personalização;
- Os padrões erráticos observados nas DE de pacientes hemiparéticos poderão ser foco de estudo individual tanto no seu motivo como no seu comportamento em várias situações de esforço;
- Estudos semelhantes em amostras de pacientes com outras patologias da marcha podem ser realizados sem alteração da plataforma em uso, desde que os dados sejam obtidos com o mesmo material, estando esta configurada apenas para aceitar os dados obtidos com *software* VICON NEXUS®;

- Finalmente, Cechetto et al. (2001) e Doheny et al (2008) destacaram a importância da análise conjunta da força e geometria muscular na análise de dados EMG. A análise da geometria muscular, em particular, pode ser realizada com recurso ao ângulo da articulação, dado usualmente já obtido em recolhas de informação biomecânica com o material presente em laboratórios da marcha. Isto abre a possibilidade de realização de análises integradas de dados EMG e Biomecânicos, algo que será fortemente facilitado com o recurso às plataformas criadas neste trabalho, por Correia (2021) e Dimas (2020).

Bibliografia

- Algurén, B., Lundgren-Nilsson, Å, & Sunnerhagen, K. S. (2009). *Functioning of stroke survivors – validation of the ICF core set for stroke in Sweden*. *Disability and Rehabilitation*, 32(7), 551-559. <http://doi.org/10.3109/09638280903186335>
- Altman Y. (2022) `export_fig` (https://github.com/altmany/export_fig/releases/tag/v3.25), GitHub. Acedido a 17 de março de 2022.
- Baker, R. (2013). *Measuring walking a handbook of clinical gait analysis*. London: Mac Keith Press;
- Balaban, B., & Tok, F. (2014). *Gait Disturbances in Patients with Stroke*. *Pm&r*, 6(7), 635-642. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2013.12.017>
- Biga, L. M., Dawson, S., Harwell, A., Hopkins, R., Kaufmann, J., LeMaster, M., Matern, P., Morrison-Graham, K., Quick, D., & Runyeon, J. (2019). *Anatomy & Physiology*. Describe the roles of agonists, antagonists and synergists. Acedido a 18 de fevereiro de 2022, em <https://open.oregonstate.edu/aandp/chapter/11-1-describe-the-roles-of-agonists-antagonists-and-synergists/>
- Bohannon, R. W., & Andrews, A. W. (2011). *Normal walking speed: A descriptive meta-analysis*. *Physiotherapy*, 97(3), 182-189. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2010.12.004>
- Boostani, R., & Moradi, M. H. (2003). *Evaluation of the forearm EMG signal features for the control of a prosthetic hand*. *Physiological measurement*, 24(2), 309
- Boxtel, A. (2001). *Optimal signal bandwidth for the recording of surface EMG activity of facial, jaw, oral, and neck muscles*. *Psychophysiology*, 38(1), 22–34. <https://doi.org/10.1111/1469-8986.3810022>
- Boyraz, I., Uysal, H., Koc, B., & Sarman, H. (2015). *Clonus: definition, mechanism, treatment*. *Med Glas (Zenica)*, 12(1), 19-26.
- Brown, D. A. (2002) *Muscle: The Ultimate Force Generator in the Body*. Em Neumann, D. A. (2002). *Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for physical rehabilitation* (1ª edição). Mosby.
- Cauraugh, J. (2003). *Chronic stroke motor recovery: Duration of active neuromuscular stimulation*. *Journal of the Neurological Sciences*, 215(1-2), 13-19. [https://doi.org/10.1016/s0022-510x\(03\)00169-2](https://doi.org/10.1016/s0022-510x(03)00169-2)
- Cechetto, A. D., Parker, P. A., & Scott, R. N. (2001). The effects of four time-varying factors on the mean frequency of a myoelectric signal. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11(5), 347-354.

- Cifrek, M., Medved, V., Tonković, S., & Ostojić, S. (2009). *Surface EMG based muscle fatigue evaluation in Biomechanics*. *Clinical Biomechanics*, 24(4), 327–340. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010>
- Correia, M. I. S. (2021) *Relação entre a atividade elétrica muscular e o padrão de marcha em doentes com AVC* [Dissertação de Mestrado]. Departamento de Física, Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa.
- Daly, J. J., Roenigk, K., Cheng, R., & Ruff, R. L. (2011). *Abnormal Leg Muscle Latencies and Relationship to Dyscoordination and Walking Disability after Stroke*. *Rehabilitation Research and Practice*, 2011, 1-8. <https://doi.org/10.1155/2011/313980>
- De Luca, C. J., Donald Gilmore, L., Kuznetsov, M., & Roy, S. H. (2010). *Filtering the surface EMG Signal: Movement artifact and Baseline Noise Contamination*. *Journal of Biomechanics*, 43(8), 1573–1579. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.01.027>
- Dimas, S. (2020). *Análise Biomecânica da Marcha em Pacientes com AVC* [Dissertação de Mestrado]. Departamento de Física, Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa. <http://hdl.handle.net/10362/115384>
- Doheny, E. P., Lowery, M. M., FitzPatrick, D. P., & O'Malley, M. J. (2008). Effect of elbow joint angle on force–EMG relationships in human elbow flexor and extensor muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(5), 760-770.
- Du, S., & Vuskovic, M. (2004). *Temporal vs. spectral approach to feature extraction from prehensile EMG signals*. In *Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Information Reuse and Integration* (2004). IRI 2004. (pp. 344-350). IEEE.
- Esfahani, M. I., & Nussbaum, M. A. (2019). *Using smart garments to differentiate among normal and simulated abnormal gaits*. *Journal of Biomechanics*, 93, 70-76. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.06.009>
- Foreman, K. J., Marquez, N., Dolgert, A., Fukutaki, K., Fullman, N., Mcgaughey, M., . . . Murray, C. J. (2018). *Forecasting life expectancy, years of life lost, and all-cause and cause-specific mortality for 250 causes of death: Reference and alternative scenarios for 2016–40 for 195 countries and territories*. *The Lancet*, 392(10159), 2052-2090. [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(18\)31694-5](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(18)31694-5)
- Fukuda, T, Echeimberg, J., Pompeu, J., Lucareli, P., Garbelotti, S., Jr., Gimenes, R., Apolinário, A. (2010). *Root Mean Square Value of the Electromyographic Signal in the Isometric Torque of the Quadriceps, Hamstrings and Brachial Biceps Muscles in Female*. *Applied Research*. 10. 32-39.
- Go, S. A., Coleman-Wood, K., & Kaufman, K. R. (2014). *Frequency analysis of lower extremity electromyography signals for the quantitative diagnosis of dystonia*. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(1), 31–36. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.11.002>

- Gold, M. (2020, August 12). *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Hip Joint*. Disponível em <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK470555/>. Acedido a 9 de dezembro de 2020.
- Guzik, A., Wolan-Nieroda A. & Walicka-Cuprys K. (2016) *Gait in patients with strokerelated hemiparesis and methods of gait assessment*. *Medical Review* 14.2, pp. 220–224. <https://doi.org/%2010.15584/medrev.2016.2.8>
- Hankey, G. J., Jamrozik, K., Broadhurst, R. J., Forbes, S., & Anderson, C. S. (2002). *Long-Term Disability After First-Ever Stroke and Related Prognostic Factors in the Perth Community Stroke Study, 1989–1990*. *Stroke*, 33(4), 1034–1040. <https://doi.org/10.1161/01.str.0000012515.66889.24>
- Higginson, J., Zajac, F., Neptune, R., Kautz, S., & Delp, S. (2006). *Muscle contributions to support during gait in an individual with post-stroke hemiparesis*. *Journal of Biomechanics*, 39(10), 1769–1777. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.05.032>
- Hussain, I., & Park, S.-J. (2021). *Prediction of myoelectric biomarkers in post-stroke gait*. *Sensors*, 21(16), 5334, <https://doi.org/10.3390/s21165334>
- Holden, M. K., Gill, K. M., & Magliozzi, M. R. (1986). *Gait Assessment for Neurologically Impaired Patients*. *Physical Therapy*, 66(10), 1530–1539. <https://doi.org/10.1093/ptj/66.10.1530>
- INE. (2020). *Causas de Morte 2018*. Lisboa, Portugal: INE, Instituto Nacional de Estatística. Disponível em https://www.ine.pt/xportal/xmain?xpid=INE&xpgid=ine_destaques&DESTAQUESdest_bou_i=399595079&DESTAQUESmodo=2. Acedido a 5 de dezembro 2020.
- Jones, O. (2019). *Muscles in the posterior compartment of the leg*. Teach Me Anatomy. Acedido dia 17 de fevereiro de 2022, em <https://teachmeanatomy.info/lower-limb/muscles/leg/posterior-compartment/>
- Jones, O. (2020). *Muscles in the anterior compartment of the leg*. Teach Me Anatomy. Acedido dia 17 de fevereiro de 2022, em <https://teachmeanatomy.info/lower-limb/muscles/leg/anterior-compartment/>
- Jonsdottir, J., Recalcati, M., Rabuffetti, M., Casiraghi, A., Boccardi, S., & Ferrarin, M. (2009). *Functional resources to increase gait speed in people with stroke: Strategies adopted compared to healthy controls*. *Gait & Posture*, 29(3), 355–359. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.01.008>
- Jönsson, A., Delavaran, H., Iwarsson, S., Ståhl, A., Norrving, B., & Lindgren, A. (2014). *Functional Status and Patient-Reported Outcome 10 Years After Stroke*. *Stroke*, 45(6), 1784–1790. <https://doi.org/10.1161/strokeaha.114.005164>
- Jørgensen, H. S., Nakayama, H., Raaschou, H. O., & Olsen, T. S. (1995). *Recovery of walking function in stroke patients: The copenhagen stroke study*. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76(1), 27–32. [https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(95\)80038-7](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(95)80038-7)

- Kim, C., & Eng, J. J. (2003). *Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke*. *Gait & Posture*, 18(1), 23-28. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(02\)00122-4](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(02)00122-4)
- Kirtley, C. (2006). *Clinical Gait Analysis* (Vol. 1). Amsterdam, Netherlands: Elsevier.
- Mathworks. (n.d.). *Empirical mode decomposition*. MATLAB. Acedido a 8 de março de 2022, em <https://www.mathworks.com/discovery/empirical-mode-decomposition.html>
- Mao, L., Jin, H., Wang, M., Hu, Y., Chen, S., He, Q., Chang, J., Hong, C., Zhou, Y., Wang, D., Miao, X., Li, Y., & Hu, B. (2020). *Neurologic Manifestations of Hospitalized Patients With Coronavirus Disease 2019 in Wuhan, China*. *JAMA neurology*, 77(6), 683–690. <https://doi.org/10.1001/jamaneurol.2020.1127>
- Mechanisms of Joint Movement* (n.d.). Acedido a 17 de fevereiro de 2022, em <https://www.lbq.org/Search/Biology?quickRef=11608>
- Meeden, P. V. (2020). *What's the difference between the medial and lateral hamstrings?* Thornleigh Performance Physiotherapy. Acedido dia 18 de fevereiro de 2022, em <https://www.thornleighphysio.com.au/blog-2/2020/5/11/whats-the-difference-between-the-medial-and-lateral-hamstrings>
- Moreira, L., Figueiredo, J., Fonseca, P. et al. (2021) *Lower limb kinematic, kinetic, and EMG data from young healthy humans during walking at controlled speeds*. *Sci Data* 8, 103. <https://doi.org/10.1038/s41597-021-00881-3>
- Nadeau, S. (2014) *Understanding Spatial and Temporal Gait Asymmetries in Individuals Post Stroke*. *International Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 02.03. <https://doi.org/10.4172/2329-9096.1000201>.
- Ntaios, G., Michel, P., Georgiopoulos, G., Guo, Y., Li, W., Xiong, J., Calleja, P., Ostos, F., González-Ortega, G., Fuentes, B., Alonso de Leciana, M., Díez-Tejedor, E., García-Madrona, S., Masjuan, J., DeFelipe, A., Turc, G., Gonçalves, B., Domingo, V., Dan, G. A., Vezetu, R., ... Lip, G. (2020). *Characteristics and Outcomes in Patients With COVID-19 and Acute Ischemic Stroke: The Global COVID-19 Stroke Registry*. *Stroke*, 51(9), e254–e258. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.120.031208>
- Oczkowski W, Członkowska A, & Niewada M. *Stroke. McMaster Textbook of Internal Medicine*. Kraków: Medycyna Praktyczna. Disponível em: <https://empendium.com/mcmtextbook/chapter/B31.II.2.29>. Acedido a 16 de novembro de 2021
- Olney, S. J., & Richards, C. (1996). *Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics*. *Gait & Posture*, 4(2), 136-148. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)01063-6](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)01063-6)
- Otter, A. D., Geurts, A., Mulder, T., & Duysens, J. (2007). *Abnormalities in the temporal patterning of lower extremity muscle activity in hemiparetic gait*. *Gait & Posture*, 25(3), 342-352. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.04.007>

- Oxley, T. J., Mocco, J., Majidi, S., Kellner, C. P., Shoirah, H., Singh, I. P., . . . Fifi, J. T. (2020). *Large-Vessel Stroke as a Presenting Feature of Covid-19 in the Young*. *New England Journal of Medicine*, 382(20). <https://doi.org/10.1056/nejmc2009787>
- Palastanga, N., Field, D., Soames, R., & Oliveira, N. G. (2000). *Anatomia e movimento humano: Estrutura e função* (3ª ed.). São Paulo, Brasil: Manole.
- Patterson, K. K., Parafianowicz, I., Danells, C. J., Closson, V., Verrier, M. C., Staines, W. R., . . . Mcilroy, W. E. (2008). *Gait Asymmetry in Community-Ambulating Stroke Survivors*. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(2), 304-310. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.08.142>
- Perry, J. (1992). *Gait analysis: Normal and pathological function* (1st ed.). Slack.
- Phinyomark, A., Phukpattaranont, P., & Limsakul, C. (2012a). *Feature reduction and selection for EMG signal classification*. *Expert systems with applications*, 39(8), 7420-7431.
- Phinyomark, A., Thongpanja, S., Hu, H., Phukpattaranont, P., & Limsakul, C. (2012b). *The Usefulness of Mean and Median Frequencies in Electromyography Analysis*. Em Naik, G. K. (2012) *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*. IntechOpen. <https://doi.org/10.5772/50639>
- Pina, J. E. (2014). *Anatomia Humana da Locomoção* (5th ed.). Lidel.
- Pires, C. (2020, outubro 29). *As mortes por Avc estavam a diminuir em Portugal. A pandemia veio estragar tudo*. *Diário De Notícias*. Acedido a 17 de novembro 2021, em <https://www.dn.pt/edicao-do-dia/29-out-2020/as-mortes-por-avc-estavam-a-diminuir-em-portugal-a-pandemia-veio-estragar-tudo-12973599.html>.
- Rahi, P. K., & Mehra, R. (2014). *Analysis of power spectrum estimation using welch method for various window techniques*. *International Journal of Emerging Technologies and Engineering*, 2(6), 106-109.
- Rashmi, M. & Guddeti, R. M. (2022). Human identification system using 3D skeleton-based gait features and LSTM model. *Journal of Visual Communication and Image Representation*, 82, 103416. <https://doi.org/10.1016/j.jvcir.2021.103416>
- Rozanski, G. M., Huntley, A. H., Crosby, L. D., Schinkel-Ivy, A., Mansfield, A., & Patterson, K. K. (2019). *Lower limb muscle activity underlying temporal gait asymmetry post-stroke*. <https://doi.org/10.1101/19010421>
- Sadoyama, T., Masuda, T., & Miyano, H. (1983). *Relationships between muscle fibre conduction velocity and frequency parameters of surface EMG during sustained contraction*. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 51(2), 247-256. <https://doi.org/10.1007/bf00455188>
- Sheean, G. (2002). The pathophysiology of spasticity. *European Journal of Neurology*, 9(s1), 3-9. <https://doi.org/10.1046/j.1468-1331.2002.0090s1003.x>

- Sheffler, L. R., & Chae, J. (2015). *Hemiparetic Gait*. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 26(4), 611-623. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2015.06.006>
- Singh, R. E., Iqbal, K., White, G., & Holtz, J. K. (2019). A review of EMG techniques for detection of gait disorders. *Artificial Intelligence-Applications in Medicine and Biology*.
- Tan, M.-G., Ho, J.-H., Goh, H. T., Ng, H. K., Abdul Latif, L., & Mazlan, M. (2020). *Revealing stroke survivor gait deficits during rehabilitation using ensemble empirical mode decomposition of surface electromyography signals*. *Biomedical Signal Processing and Control*, 61, 102045. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2020.102045>
- Virani, S. S., Alonso, A., Aparicio, H. J., Benjamin, E. J., Bittencourt, M. S., Callaway, C. W., Carson, A. P., Chamberlain, A. M., Cheng, S., Delling, F. N., Elkind, M. S. V., Evenson, K. R., Ferguson, J. F., Gupta, D. K., Khan, S. S., Kissela, B. M., Knutson, K. L., Lee, C. D., Lewis, T. T., . . . Tsao, C. W. (2021). *Heart disease and stroke statistics—2021 update*. *Circulation*, 143(8). <https://doi.org/10.1161/cir.0000000000000950>
- Wakeling, J. M. & Rozitis, A. I. (2004). *Spectral properties of myoelectric signals from different motor units in the leg extensor muscles*. *Journal of Experimental Biology*, 207(14), 2519–2528. <https://doi.org/10.1242/jeb.01042>
- Whittle, M. W., Levine, D. & Richards, J. (2012). *Normal Gait* em Whittle, M. W. (2012) *Gait analysis: An introduction*. (5ª Edição) Edimburgo: Butterworth-Heinemann.
- Winslow, V. L. (2015). *Classic human anatomy in motion*. Potter/TenSpeed/Harmony
- Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. Wiley.
- Wist, S., Clivaz, J., & Sattelmayer, M. (2016). *Muscle strengthening for hemiparesis after stroke: A meta-analysis*. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 59(2), 114-124. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2016.02.001>
- Yang, Y., Shi, Y. Z., Zhang, N., Wang, S., Ungvari, G. S., Ng, C. H., Wang, Y. L., Zhao, X. Q., Wang, Y. J., Wang, C. X., & Xiang, Y. T. (2016). *The Disability Rate of 5-Year Post-Stroke and Its Correlation Factors: A National Survey in China*. *PloS one*, 11(11), e0165341. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0165341>
- Zayet, S., Klopfenstein, T., Kovács, R., Stancescu, S., & Hagenkötter, B. (2020). *Acute Cerebral Stroke with Multiple Infarctions and COVID-19, France, 2020*. *Emerging Infectious Diseases*, 26(9), 2258-2260. <https://doi.org/10.3201/eid2609.201791>
- Zhang, Z. G., Liu, H. T., Chan, S. C., Luk, K. D. K., & Hu, Y. (2010). *Time-dependent power spectral density estimation of surface electromyography during isometric muscle contraction: Methods and comparisons*. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(1), 89–101. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.09.007>

Anexo A

Gráficos das Diferenças da Potência Total

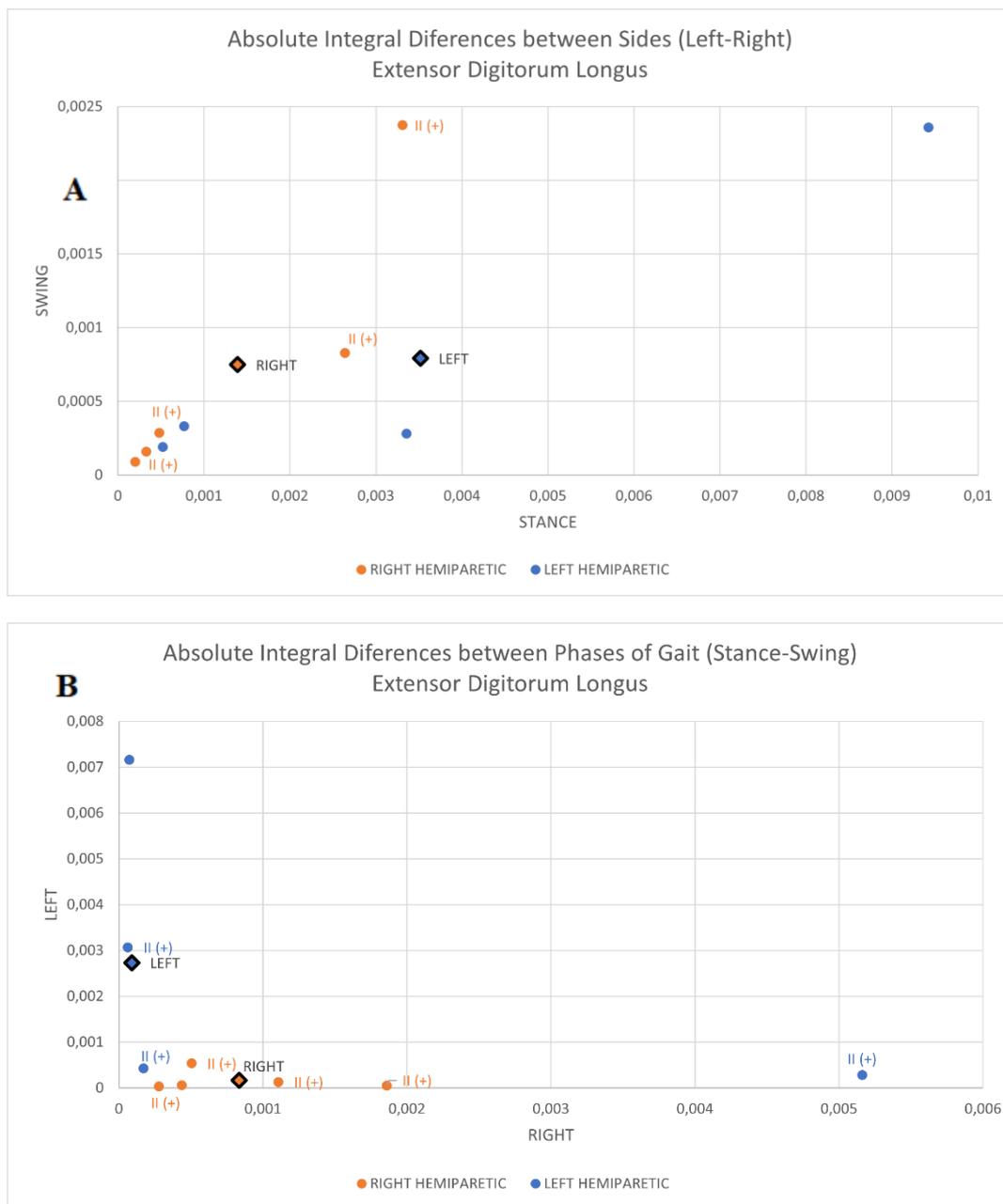


Figura A.1 - Gráficos de dispersão de dados referentes à diferença de potência máxima entre A) fases da marcha (apoio-balanço) nos diferentes lados, B) lados (esquerdo-direito) nas diferentes fases da marcha, do músculo Extensor Longo dos Dedos referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tônus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente.



Figura A.2 - Gráficos de dispersão de dados referentes à diferença de potência máxima entre A) fases da marcha (apoio-balanço) nos diferentes lados, B) lados (esquerdo-direito) nas diferentes fases da marcha, do músculo Gastrocnêmio Interno referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tônus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente.

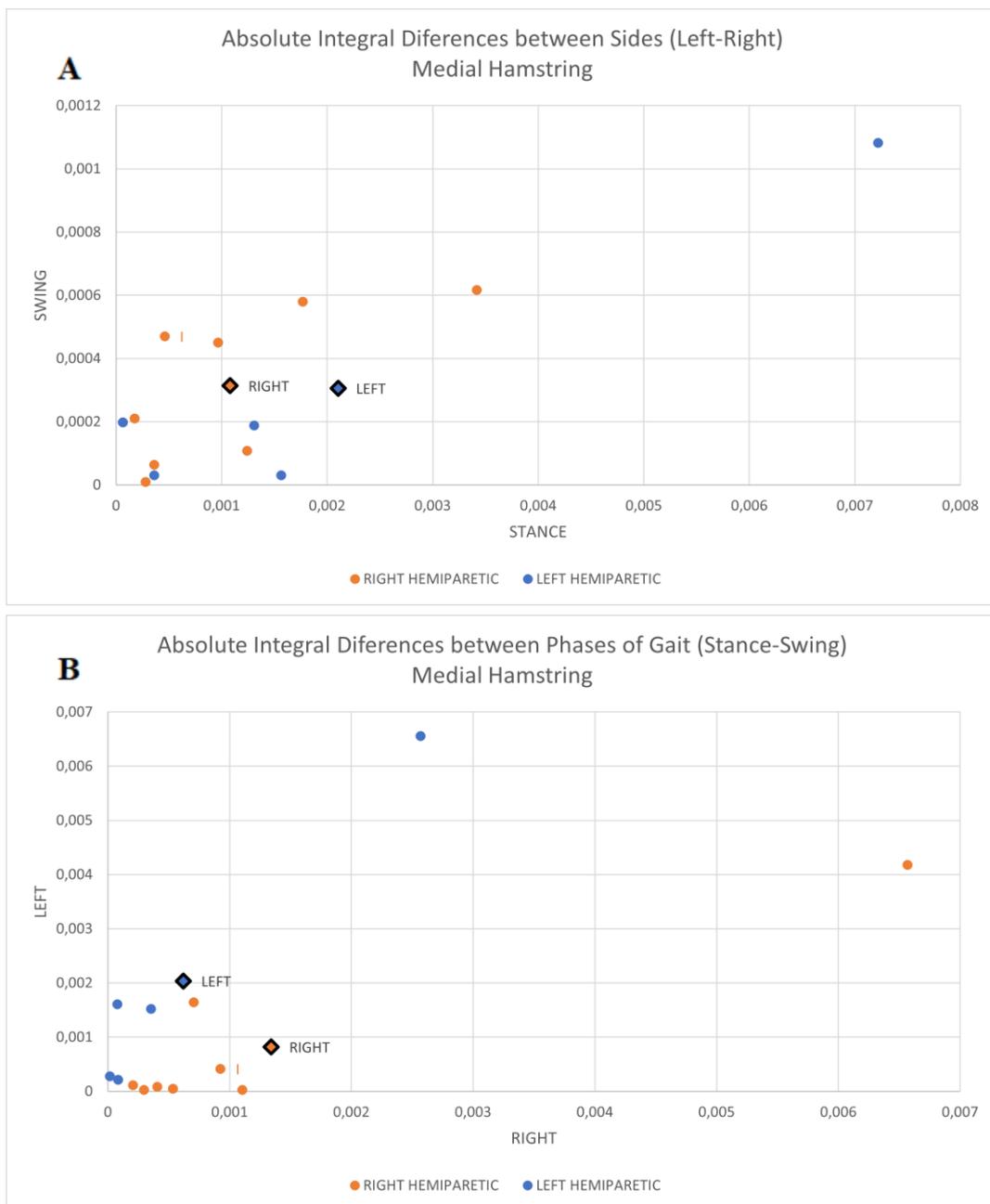


Figura A.3 - Gráficos de dispersão de dados referentes à diferença de potência máxima entre A) fases da marcha (apoio-balanço) nos diferentes lados, B) lados (esquerdo-direito) nas diferentes fases da marcha, do músculo *Hamstring* Medial referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tônus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente.



Figura A.4 - Gráficos de dispersão de dados referentes à diferença de potência máxima entre A) fases da marcha (apoio-balanço) nos diferentes lados, B) lados (esquerdo-direito) nas diferentes fases da marcha, do músculo Recto Femoral referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tônus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente.

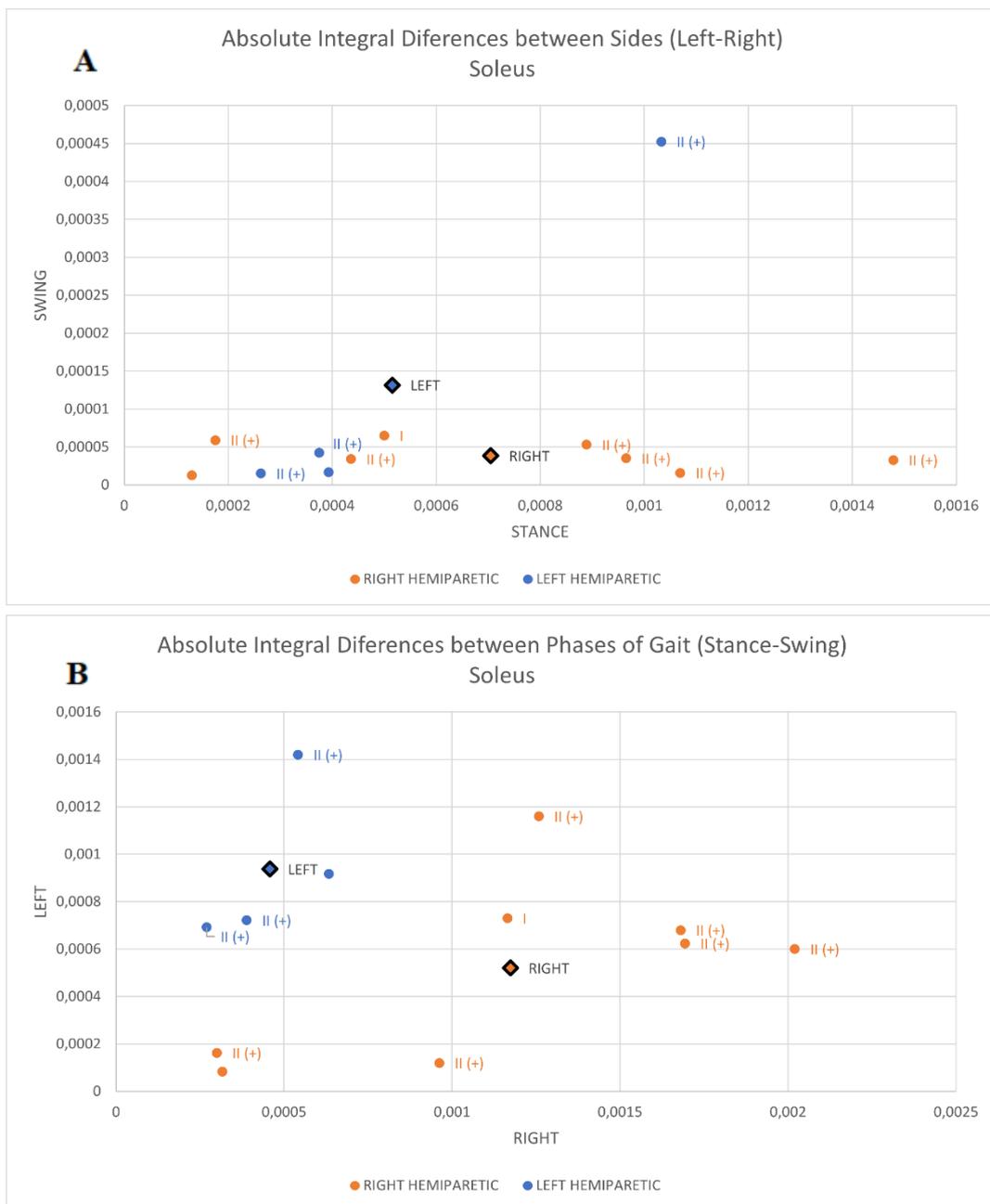


Figura A.5 - Gráficos de dispersão de dados referentes à diferença de potência máxima entre A) fases da marcha (apoio-balanço) nos diferentes lados, B) lados (esquerdo-direito) nas diferentes fases da marcha, do músculo Soleu referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tônus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente.

Anexo B

Gráficos das Frequências Maximizantes

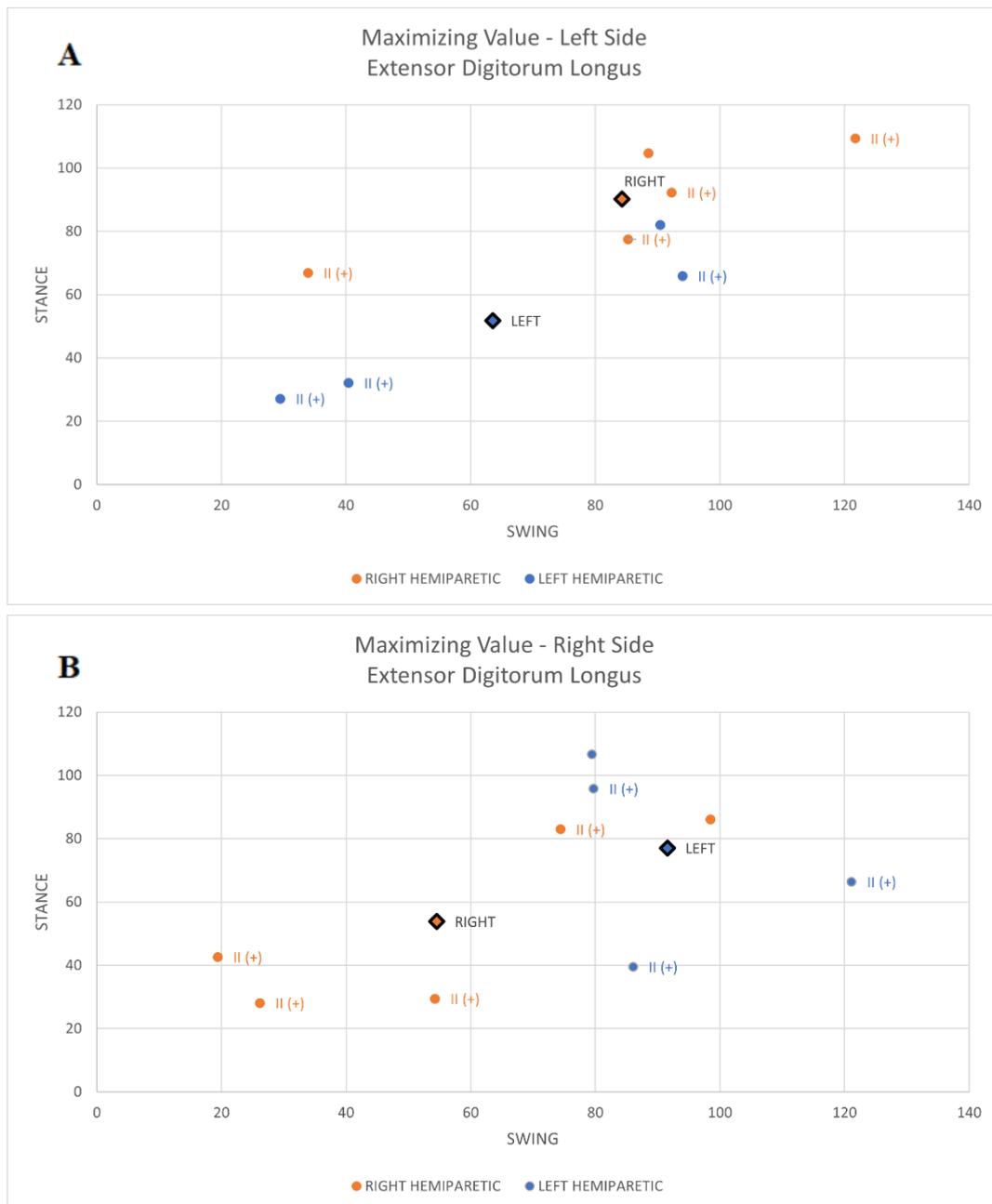


Figura B.1 - Gráficos de dispersão de dados referentes aos valores de frequência maximizante do lado A - esquerdo e B - direito, do músculo Extensor Longo dos Dedos referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Incluí os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tônus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente.

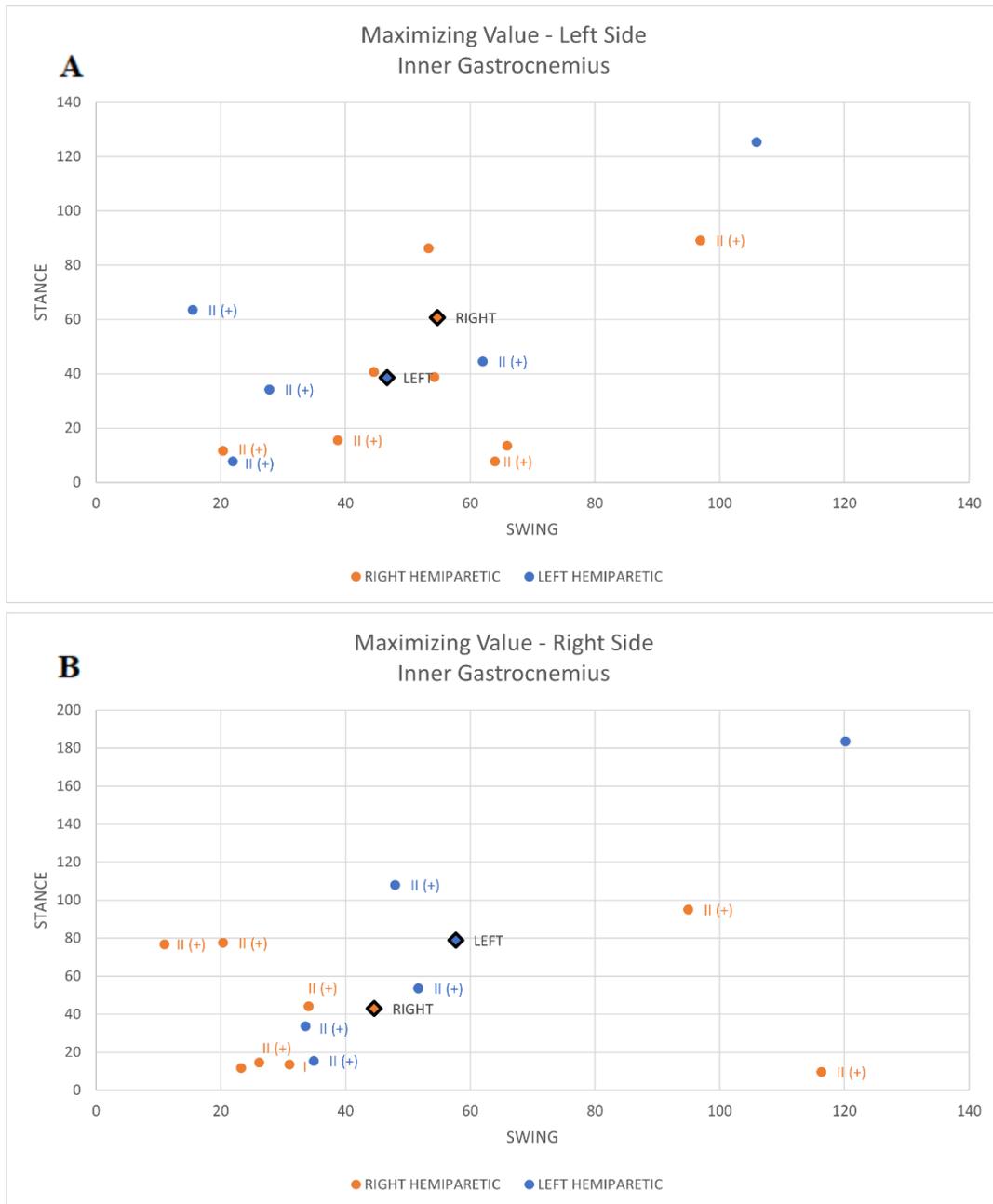


Figura B.2 - Gráficos de dispersão de dados referentes aos valores de frequência maximizante do lado A - esquerdo e B - direito, do músculo Gastrocnêmio Interno referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tônus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente.

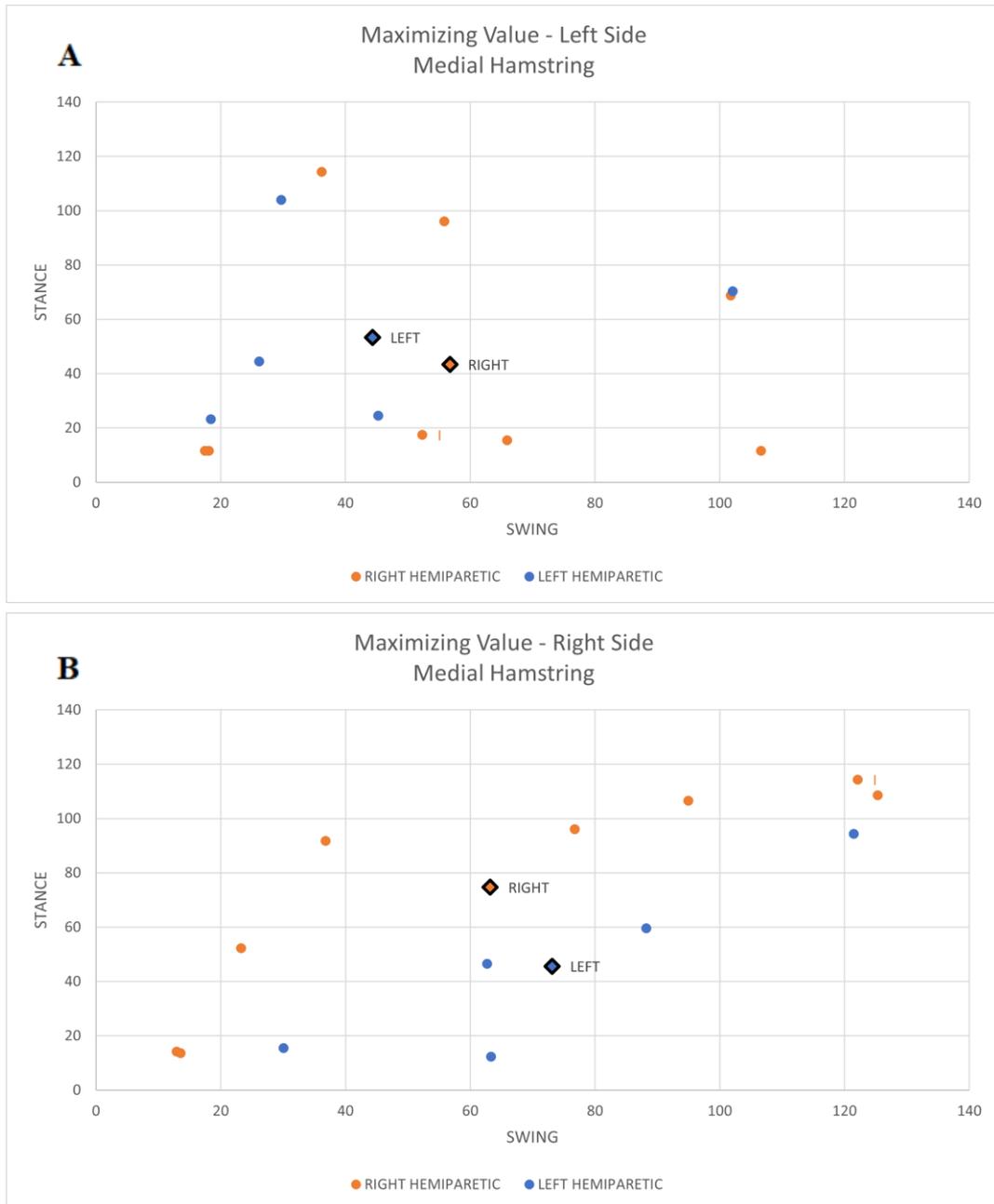


Figura B.3 - Gráficos de dispersão de dados referentes aos valores de frequência maximizante do lado A - esquerdo e B - direito, do músculo *Hamstring* Medial referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tônus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente.

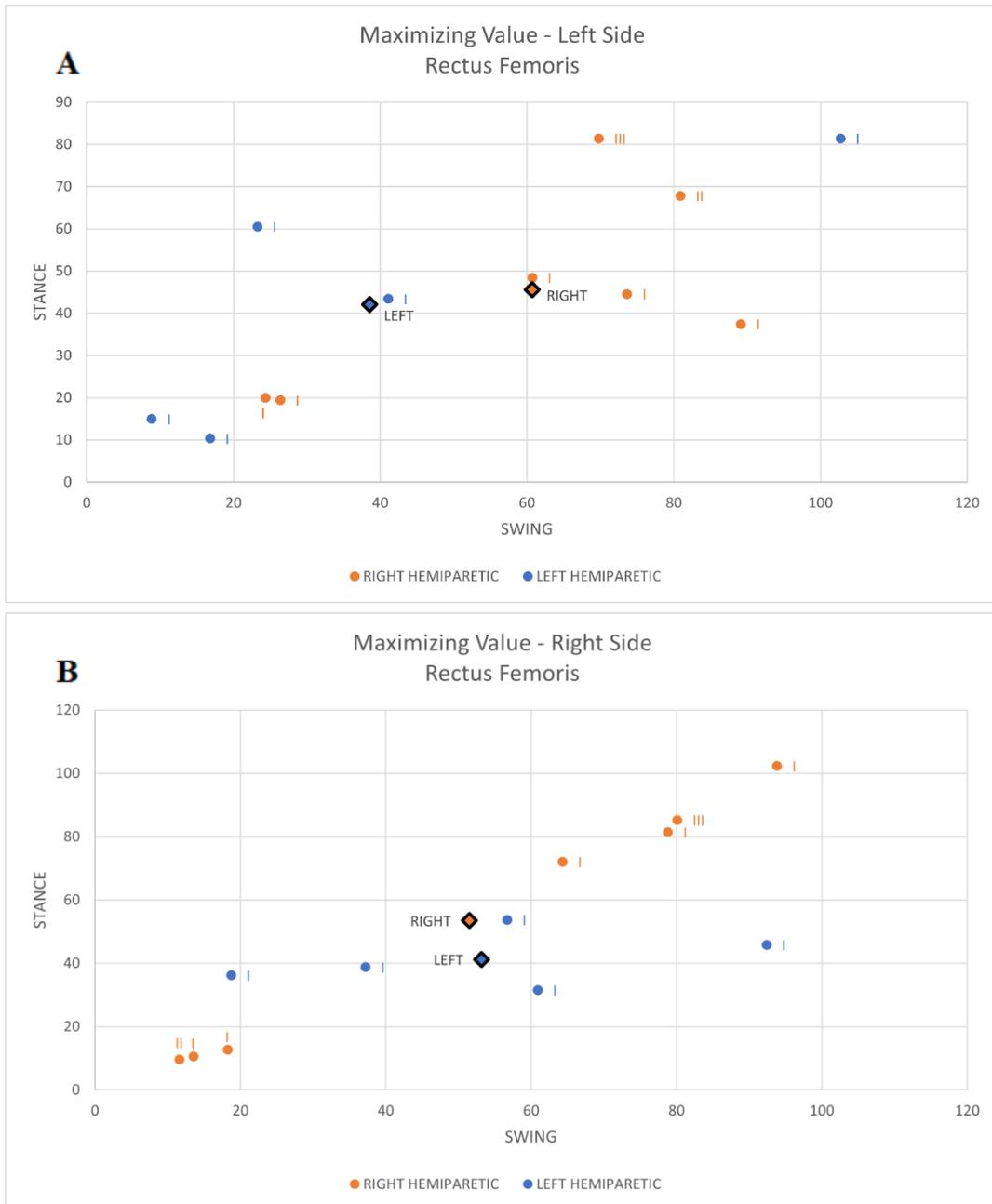


Figura B.4 - Gráficos de dispersão de dados referentes aos valores de frequência maximizante do lado A - esquerdo e B - direito, do músculo Recto Femoral referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tônus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente.

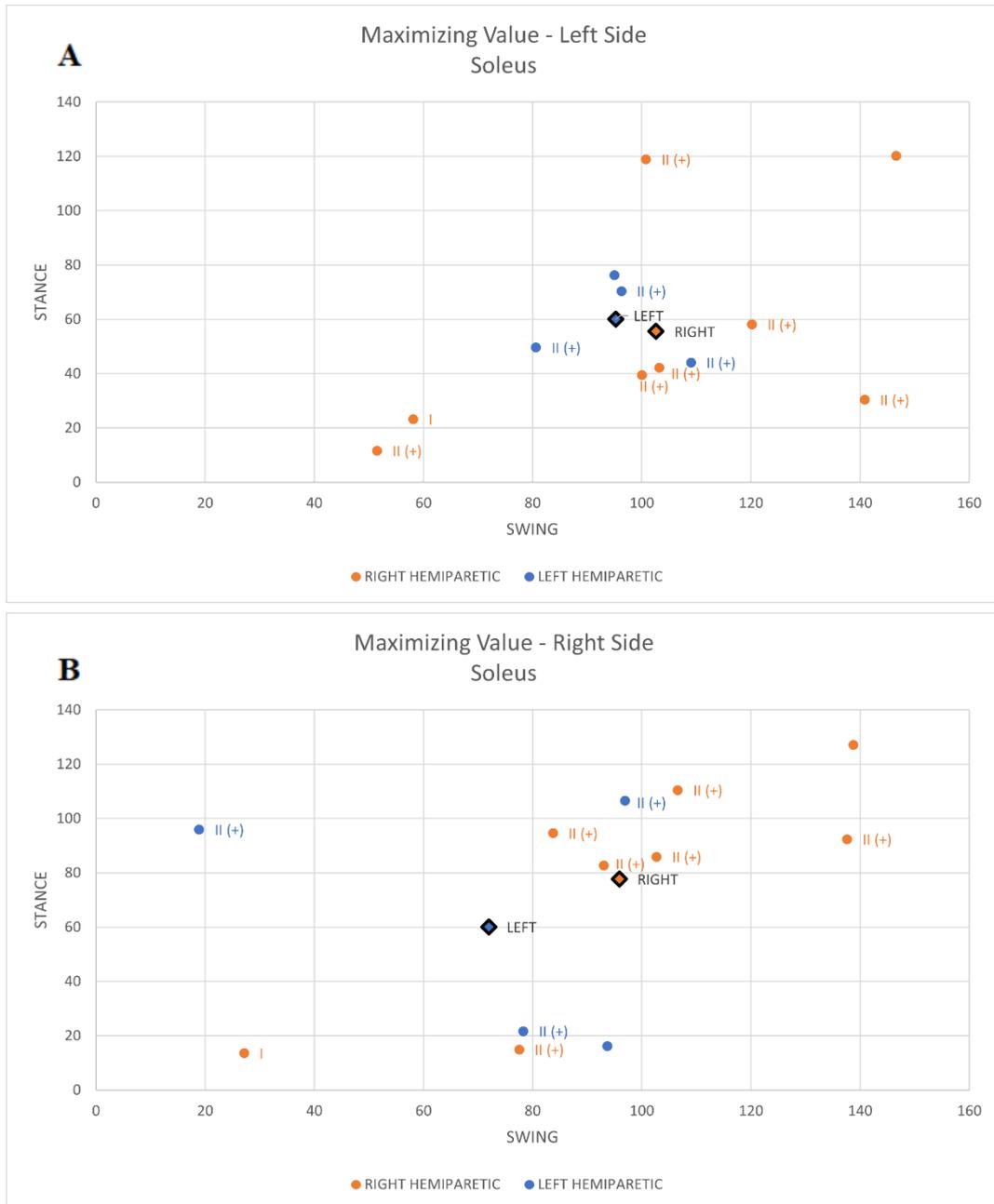


Figura B.5 - Gráficos de dispersão de dados referentes aos valores de frequência maximizante do lado A - esquerdo e B - direito, do músculo Soleu referentes à marcha saudável, marcha hemiparética direita e marcha hemiparética esquerda. Inclui os centros de massa de cada nuvem (losango) e a informação referente à classificação do tónus muscular: Grau I, II, III quando atribuído pelo clínico ou II (+) quando determinado das notas do paciente.