

**Escola Superior de Saúde
Instituto Politécnico do Porto**

Jessica Andreia Teixeira Monteiro

**Análise da coativação antagonista durante a
marcha em indivíduos saudáveis**

Dissertação submetida à Escola Superior de Saúde para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia – Opção Neurologia, realizada sob a orientação científica da Professora Doutora Maria Augusta Ferreira Silva, Professora Adjunta, da Área Técnico-Científica da Fisioterapia e sob coorientação da Professora Doutora Andreia Sousa e do Professor Doutor Rubim Santos.

Novembro de 2017

Análise da coativação antagonista durante a marcha em indivíduos saudáveis

Jessica Monteiro¹, Andreia Sousa², Rubim Santos³, Augusta Silva²

¹ESS-P. Porto – Escola Superior de Saúde, Politécnico do Porto

²ATCFT – Área Técnico-Científica da Fisioterapia

³ATCF – Área Técnico-Científica da Física

Resumo

Introdução: a ligação entre o sistema nervoso central e o sistema musculo esquelético, no que diz respeito ao controlo postural durante a marcha é fundamental para uma adequada regulação desta tarefa.

Objetivo: analisar a relação dinâmica entre os membros inferiores e entre segmentos proximais e distais dos membros inferiores, durante subfases específicas da marcha através da coativação antagonista, face à posição funcional de cada membro – orientação posterior e anterior. **Métodos:** estudo transversal analítico realizado em 15 indivíduos sedentários de acordo com o *Centre for Disease Control for the American College of Sports Medicine*. Com recurso à eletromiografia de superfície, foi recolhida a atividade muscular bilateral dos músculos reto femoral, bicípite femoral, tibial anterior, solear e gastrocnémio medial. Para registo das forças de reação ao solo na marcha recorreu-se a duas plataformas de força. A identificação das subfases da marcha em análise foi feita com recurso às plataformas de força. Foi aplicada uma fórmula de coativação para calcular o grau de coativação antagonista de acordo com o papel dos músculos durante a marcha. Estatisticamente recorreu-se aos testes não paramétricos, *ANOVA de Friedman* e *Wilcoxon Signed-rank*, com nível de significância de 0,05. **Resultados:** na coativação antagonista ao nível da coxofemoral não se observaram diferenças estatisticamente significativas. No que respeita a coativação antagonista ao nível da tibiotársica observaram-se diferenças estatisticamente significativas, especificamente entre as subfases aceitação de carga e final da propulsão e entre final da propulsão e pré-pendular. No que respeita a comparação da coativação antagonista entre a coxofemoral e a tibiotársica no mesmo membro inferior foi observada uma tendência para uma maior coativação antagonista ao nível da tibiotársica. **Conclusão:** a variação do padrão de coativação antagonista ao nível da tibiotársica, salienta o papel deste segmento na regulação da marcha, pela sua capacidade de ajuste em função da variação do *input*.

Palavras-chave: coativação antagonista; controlo postural; marcha

Abstract

Background: the connection between the central nervous system and the skeletal muscle system, regarding postural control during gait, is fundamental for an adequate regulation of this task. **Aim:** To analyze the dynamic relationship between the lower limbs and between the proximal and distal segments of the lower limbs, during specific subphases of gait through antagonist coactivation, considering the functional position of each limb. **Methods:** Analytical cross-sectional study, conducted on 12 healthy volunteers from ESS-P. Porto. Bilateral electromyography of rectus femoris, biceps femoris, tibialis anterior, soleus and gastrocnemius muscles and ground reaction forces were collected during gait. A coactivation formula was applied to calculate the degree of antagonist co-activation according to role of muscles during the movement. The ground reaction forces were used to determine the gait sub-phases. Statistically, Signed-Rank Wilcoxon test and Friedman ANOVA test were used, both with a significance level of 0,05.

Results: In the hip antagonist coactivation no statistically significant differences were observed. Regarding the ankle antagonist coactivation, there were statistically significant differences, specifically between the sub-phases of load response and terminal stance, and between the terminal stance and preswing. Concerning the comparison of the hip antagonist coactivation and the ankle in the same lower limb, a tendency was observed for a greater ankle antagonist coactivation. **Conclusion:** the variation of the ankle antagonist coactivation, emphasizes the role of this segment in gait regulation, due to its ability to adjust as a function of input variation.

Key words: antagonist coactivation; postural control; gait

1 Introdução

O movimento humano típico resulta do conjunto de reportórios de padrões motores disponíveis pelos indivíduos, tendo como propósito na sua execução, o alcance de um objetivo em adaptação a um contexto e integrado numa tarefa (Gjelsvik & Syre, 2016; Raine, Meadows, & Lynch-Ellerington, 2009). Com base na teoria do ponto de equilíbrio, o seu controlo resulta de uma transição entre estados de equilíbrio (Mark L. Latash & Laczko, 2016), através da organização entre estruturas corticais e subcorticais e a medula espinhal que, embora anatomicamente separadas, apresentam uma ação paralela (Gjelsvik & Syre, 2016; Rothwell, 2012; Shumway-Cook & Woollacott, 2012). Esta inter-relação e interdependência entre estruturas e sistemas são um pré-requisito essencial para otimizar mecanismos que contribuem para um controlo motor eficiente durante as tarefas funcionais, como a marcha (Graham, Eustace, Brock, Swain, & Irwin-Carruthers, 2009; Kleim, 2011; A. S. Sousa, Silva, & Tavares, 2012b; Takakusaki, 2013).

A marcha humana é influenciada por uma interação multifatorial que resulta da interdependência entre a organização biomecânica e neural, alicerçada em circuitos medulares e *inputs* aferentes (Dietz, 2002; Rothwell, 2012; Shumway-Cook & Woollacott, 2012; Silva et al., 2013a; A. S. Sousa, Silva, Santos, Sousa, & Tavares, 2013a; A. S. Sousa, Silva, et al., 2012b; A. S. Sousa, Silva, & Tavares, 2013a; Takakusaki, 2013; Takakusaki, Saitoh, Harada, & Kashiwayanagi, 2004). Esta é caracterizada por uma constante modulação do *output* motor com relação à variação dos componentes biomecânicos, onde a articulação da tibiotársica pode ser salientada pelo seu papel na transição entre subfases (Lin, Yang, Cheng, & Wang, 2006; Neptune, Kautz, & Zajac, 2001; Neptune, Zajac, & Kautz, 2004; Silva et al., 2015; Silva, Sousa, Tavares, et al., 2012; A. S. Sousa, Silva, & Tavares, 2013a). Há evidência de que, através do *feedback* sensorial, os músculos flexores plantares (nomeadamente solear e gastrocnémio medial) atuam como uma unidade funcional (Neptune, Sasaki, & Kautz, 2008) e, contribuem para a deslocação anterior do tronco (Neptune et al., 2001; Neptune et al., 2008; Silva et al., 2015; A. S. Sousa, Silva, Santos, et al., 2013a) e regulação entre subfases da marcha e respetivo controlo postural (Silva, Sousa, Tavares, et al., 2012), em colaboração com os músculos extensores uni e biarticulares da coxofemoral (Neptune et al., 2004; A. S. Sousa, Silva, & Tavares, 2013a).

Esta tarefa funcional depende assim de uma adaptação constante do controlo postural face à variabilidade e especificidade do *input* oriundo da periferia, de forma a regular a projeção do centro de massa em relação aos limites da base de suporte (Mark L. Latash &

Laczko, 2016; Neptune et al., 2004; Rosa, Marques, Demain, & Metcalf, 2014; A. S. Sousa, Santos, Oliveira, Carvalho, & Tavares, 2012; Zajac, Neptune, & Kautz, 2003). Integra, por isso, a capacidade de organização da atividade muscular de forma a garantir suporte, estabilidade e orientação postural (Den Otter, Geurts, Mulder, & Duysens, 2007).

Neurofisiologicamente, a regulação da marcha requer uma estreita coordenação da ativação de sinergias musculares que envolve os dois membros inferiores como uma unidade funcional através de *coupling* neural ao nível da medula espinhal (Arya & Pandian, 2014; Dietz, 2002; Dietz, Fouad, & Bastiaanse, 2001; Dietz & Schrafl-Altarmatt, 2016; Haridas & Zehr, 2003; Rosa et al., 2014). Esta relação funcional entre os membros inferiores (A. S. Sousa, Santos, et al., 2012; A. S. Sousa & Tavares, 2012) resulta da ação bilateral das fibras aferentes tipo II - provenientes de recetores periféricos e influenciáveis pelas condições biomecânicas - nos interneurónios espinhais (Bajwa, Edgley, & Harrison, 1992; Davies & Edgley, 1994) a par de uma adequada organização entre as vias reticuloespinhal e vestibuloespinhal (Gjelsvik & Syre, 2016; Rothwell, 2012; Schepens & Drew, 2004; Shumway-Cook & Woollacott, 2012), com influência predominante sobre a atividade muscular antigravítica com expressão sobre o tónus postural (A. S. Sousa, Silva, et al., 2012b).

A relação entre movimento e controlo postural permite a ativação simultânea de sistemas ventromediais e dorsolaterais, importante para a coativação entre os membros inferiores durante a marcha (Dietz, 2002; Dietz et al., 2001; Dietz & Schrafl-Altarmatt, 2016; M. L. Latash, 2010; A. S. Sousa, Silva, et al., 2012b; Takakusaki, 2013; Takakusaki et al., 2004). Este processo depende de sinergias entre músculos agonistas e antagonistas, que estão tipicamente envolvidas no controlo postural, como é o caso da coativação (A. S. Sousa, Silva, et al., 2012b). Este tem sido destacado como um componente importante para o controlo motor, na medida em que permite regular a estabilidade, de acordo com as exigências de cada tarefa (Lamontagne, Richards, & Malouin, 2000).

A caracterização de variáveis que espelhem de forma interligada o papel do sistema músculo-esquelético na regulação e ativação dos sistemas eferentes responsáveis pelo controlo postural na marcha tem sido um desafio na área da investigação. Assim, em termos metodológicos, para a análise da marcha é possível encontrar-se na bibliografia análises cinéticas, cinemáticas e de eletromiografia de superfície. Dos estudos em que a análise da eletromiografia de superfície é incluída, poucos têm como propósito explorar e dar enfoque aos componentes neuromotores do controlo motor, nomeadamente do controlo postural (Silva et al., 2013a; Silva, Sousa, et al., 2012b; Silva et al., 2015; Silva, Sousa, Tavares, et

al., 2012; A. S. Sousa, Silva, & Santos, 2015a, 2015b; A. S. Sousa, Silva, Santos, et al., 2013a; A. S. Sousa, Silva, & Tavares, 2013a). Revela-se assim pertinente o presente estudo que tem como propósito analisar a relação dinâmica entre os membros inferiores e entre segmentos proximais e distais dos membros inferiores, durante subfases específicas da marcha através coativação antagonista, face à posição funcional de cada membro – em orientação posterior e anterior.

2 Métodos

2.1 Amostra

O presente estudo observacional, analítico e transversal, foi realizado em indivíduos saudáveis pertencentes à população-alvo de estudantes e corpo docente da Escola Superior de Saúde Instituto Politécnico do Porto (ESS-IPP). Todos os participantes foram submetidos à mesma tarefa (marcha), num único momento de recolha de dados.

Foram incluídos indivíduos com idades compreendidas entre os 18 e os 40 anos, que realizem atividade física inferior a 30 minutos, de intensidade moderada em cinco ou mais dias da semana, ou inferior a 20 minutos, de intensidade vigorosa em três ou mais dias da semana, assumindo a denominação de sedentários de acordo com a classificação de *Centre for Disease Control for the American College of Sports Medicine* (Thompson, 2001). Foram também considerados critérios de inclusão a capacidade de realizar marcha independente, bem como a capacidade de seguir e compreender instruções (Prange et al., 2010).

Pela definição de critérios de exclusão, garantiu-se que os participantes não apresentavam história prévia de lesões neurológicas (como acidente vascular encefálico, Parkinson, lesões pontinas e/ou cerebelares, alterações da sensibilidade, etc.) (Cheng, Chen, Wang, & Hong, 2004; Prange et al., 2010; Silva et al., 2013a), diabetes, tromboflebite e uso de medicação capaz de afetar a capacidade motora (Silva et al., 2013a; Silva, Sousa, et al., 2012b; A. Sousa, Macedo, Santos, & Tavares, 2010), história de cirurgia aos membros inferiores (Cheng et al., 2004; Dehail et al., 2007; Silva et al., 2013b; Silva, Sousa, et al., 2012a) ou qualquer outra condição do foro ortopédico, reumático ou sistémico (Ashford & De Souza, 2000; Burnett, Campbell-Kyureghyan, Cerrito, & Quesada, 2011a; Roldan-Jimenez, Bennett, & Cuesta-Vargas, 2015), capaz de interferir com a capacidade de realizar marcha. Desta forma, apresenta-se de seguida o diagrama de constituição da amostra.

De seguida, apresenta-se o diagrama de constituição da amostra (Figura 1

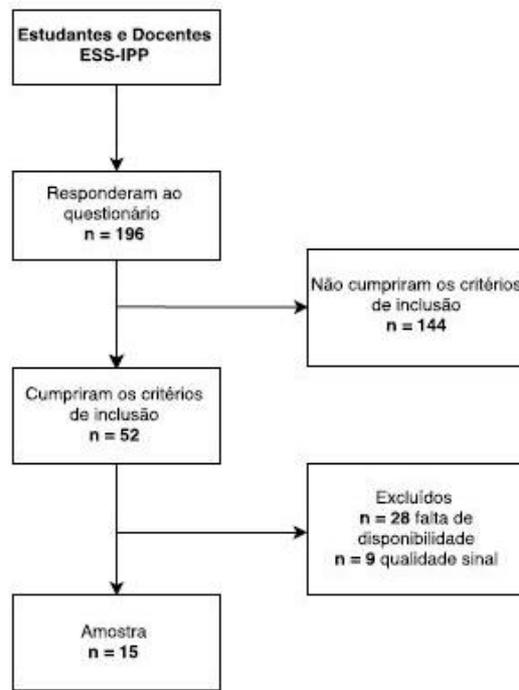


Figura 1 - Diagrama da amostra
ESS-IPP: Escola Superior de Saúde Instituto Politécnico do Porto

2.2 Instrumentos

2.2.1 Seleção e caracterização da amostra

A seleção e a caracterização da amostra realizaram-se através do preenchimento de um questionário eletrónico (Anexo 1), com o intuito de averiguar os critérios de participação do estudo e recolher informações relativamente aos dados sociodemográficos dos participantes.

De forma a determinar as medidas antropométricas altura (metros) e massa corporal (kg) foi utilizando um estadiómetro *seca*® 222 (*seca – Medical Scales and Measuring Systems*®, Birmingham, United Kingdom), com uma precisão de 1 mm, e uma balança *seca*® 760 (*seca – Medical Scales and Measuring Systems*®, Birmingham, United Kingdom), com uma precisão de 1 kg, respetivamente.

2.2.2 Eletromiografia de superfície

O sinal de eletromiografia de superfície (EMG) foi registado através de um eletromiógrafo portátil *bioPlux Research (Plux wireless biosignals S.A.*®, Arruda dos Vinhos, Portugal), com 8 canais analógicos de 12bit e frequência de amostragem de 1000 Hz, sendo que apenas 6 canais foram utilizados para a recolha de dados, e processado pelo *software AcqKnowledge 3.9*® (*Biopac Systems*®, Santa Barbara, Canada, United States of America).

Deste modo, utilizaram-se elétrodos *Dahlausen Einmal-EKG-Elektroden, Typ 505, Solid-Gel (Fest-Gel), Kind (Dahlausen*®, Cologne, Germany) de cloreto de prata, de

tamanho de 10 mm e forma circular, com uma configuração bipolar e distância de 20 mm entre as duas superfícies de deteção (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000), colocados na parte central ventre muscular bilateralmente com uma distância inter-eléctrodo de 2 cm. Os eléctrodos adesivos foram adaptados aos sensores ativos bipolares *emgPLUX* (*PLUX wireless biosignals S.A.*®, Arruda dos Vinhos, Portugal), com um ganho de 1000, uma banda passante de 25-500 Hz e um *Common-mode rejection ratio* de 110 dB. Os sensores foram ligados ao eletromiógrafo portátil e conectados, por via *bluetooth*, a um computador portátil, tendo-se recorrido ao *software MonitorPLUX* (*PLUX wireless biosignals S.A.*®, Arruda dos Vinhos, Portugal) versão 2.0, para a recolha e visualização do sinal eletromiográfico.

Posteriormente, o sinal eletromiográfico foi analisado através do *software Acqknowlegde*® (*Biopac Systems, Inc.*®, Goleta, California, United States of America), versão 3.9.

2.2.3 Plataforma de forças

Para registo das forças de reacção ao solo na marcha recorreu-se a duas plataformas de força (600 mm de comprimento e 400 mm de largura), embutidas no solo, modelos *Bertec FP4060-10* e *FP4060-08* (*Bertec Corporation*®, Columbus OH, United States of America).

As plataformas estavam conectadas a um amplificador *Bertec AM6300* (*Bertec Corporation*®, Columbus OH, United States of America), com ganhos predefinidos, conectado a um conversor analógico-digital *Biopac MP100WSW Data Acquisition System*, de 16 bits, com uma frequência de amostragem de 1000 Hz.

Os dados da plataforma de forças foram adquiridos através *software Qualisys Track Manager* (*Qualysis AB, Gothenburg, Sweden*), versão 2.7, e foram processados através *software Acqknowlegde*® (*Biopac Systems, Inc.*®, Goleta, California, United States of America), versão 3.9.

2.3 Procedimentos

2.3.1 Estudo piloto

Inicialmente procedeu-se à realização de um estudo piloto, tanto ao questionário como aos procedimentos. Assim, recorreu-se a um grupo de 5 indivíduos com características semelhantes às da amostra, mas que não pertenceram à mesma. Este teve como finalidade testar a metodologia, o que permitiu a optimização dos procedimentos para posterior recolha dos dados.

2.3.2 *Recolha de dados*

Os questionários foram distribuídos via correio eletrónico aos estudantes e corpo docente da ESS-IPP, tendo estes sido informados quanto ao conteúdo e objetivos do estudo. Os indivíduos que cumpriram os critérios de participação estabelecidos foram posteriormente contactados com vista a agendar a recolha de dados, que decorreu no CEMAH (Centro de Estudos do Movimento e Atividade Humana) da ESS-IPP.

Numa fase inicial, após a assinatura do consentimento informado, foram recolhidos os dados antropométricos de cada participante (massa corporal e altura).

Para a recolha de EMG foram realizados todos os procedimentos relativos à preparação da pele, de modo a reduzir a resistência de passagem do sinal. Assim, procedeu-se à identificação das referências anatómicas para uma correta colocação dos elétrodos e posteriormente tricotomia dos pelos na área de colocação do elétrodo, remoção da superfície morta da pele e de todos os elementos não condutores, com um gel exfoliante, seguindo-se a limpeza da mesma com álcool isopropílico a 97%, de modo a reduzir a impedância cutânea para valores inferiores a $5 \mu\Omega$ (Correia & Mil-Homens, 2004; Criswell, 2010; Fimland et al., 2011; Hermens et al., 2000).

As referências anatómicas para a colocação dos elétrodos referentes aos músculos encontram-se na Tabela 1. Os elétrodos foram colocados paralelamente à orientação das fibras musculares, bilateralmente, e a sua localização foi confirmada através da palpação do ventre muscular (Camargos, Rodrigues-de-Paula-Goulart, & Teixeira-Salmela, 2009; Criswell, 2010; Hermens et al., 2000). O elétrodo terra foi colocado ao nível das rótulas dos membros inferiores.

Tabela 1 – Referências para a colocação dos elétrodos

| Músculos | Localização dos elétrodos |
|---------------------|---|
| Reto femoral | Ponto médio na linha entre a espinha íliaca ântero-superior e a parte inferior da rótula (Criswell, 2010; Hermens et al., 2000) |
| Bicípíte femoral | Ponto médio na linha entre a tuberosidade isquiática e o côndilo lateral da tíbia (Criswell, 2010; Hermens et al., 2000) |
| Tibial anterior | Lateral ao eixo medial da tíbia, a cerca de 1/3 da linha que une a extremidade superior do perónio e a extremidade inferior do maléolo medial (Criswell, 2010; Hermens et al., 2000) |
| Solear | Paralelamente às fibras musculares na parte inferior, 2cm distalmente ao bordo inferior do ventre muscular do gastrocnémio medial e 2cm medialmente à linha média posterior da perna (Criswell, 2010; Hermens et al., 2000) |
| Gastrocnémio medial | Paralelamente às fibras musculares, imediatamente distal ao joelho e 2 cm medial à linha média da perna (Criswell, 2010; Hermens et al., 2000) |
| Eléttrodo Terra | Rótula |

Previamente à recolha dos dados de EMG, foi verificada a qualidade do sinal eletromiográfico para controlo do sinal cruzado entre os diferentes músculos, do ruído elétrico e de possíveis interferências (Correia & Mil-Homens, 2004; Hermens et al., 2000). Foi estabelecido um intervalo de pelo menos 5 minutos entre a colocação dos elétrodos e o início da recolha do sinal eletromiográfico (Correia & Mil-Homens, 2004).

Para a recolha da marcha, cada participante executou a tarefa calçado (Kim, Yi, Yoo, & Choi, 2011) e foi instruído para, após o comando verbal “pode”, dado sempre pelo mesmo investigador, caminhar ao longo de 10 metros a uma velocidade auto-selecionada (Bowden, Balasubramanian, Neptune, & Kautz, 2006; Burnett, Campbell-Kyureghyan, Cerrito, & Quesada, 2011)

Para uma repetição ser considerada válida, os participantes tiveram que apoiar completamente cada membro inferior dentro de cada uma das plataformas, tendo sido realizadas as repetições necessárias até se registarem três ensaios válidos (Burnett et al., 2011), com um minuto de repouso entre repetições. O sinal EMG foi recolhido simultaneamente em ambos os membros inferiores tendo sido verificada a qualidade do sinal (Correia & Mil-Homens, 2004).

Cada um dos investigadores ficou sempre responsável por desempenhar as mesmas tarefas, de modo a evitar a introdução de viés.

2.3.3 *Processamento de dados*

Os dados da EMG foram sincronizados com os dados da plataforma de forças, com recurso a uma rotina desenvolvida para o *software Matlab (MathWorks®, Madrid, Spain)*. Posteriormente, o processo de divisão das tarefas funcionais em subfases e a análise da intensidade de ativação muscular foi efetuada através do *software Acqknowledge® (Biopac Systems, Inc.®, Goleta, California, United States of America)* versão 3.9.

Para o processamento do sinal EMG foram aplicados dois filtros digitais *Infinite Impulse Response - Butterworth* de 2ª ordem, um de 20 Hz (*high pass*) e outro de 500 Hz (*low pass*), para a remoção do ruído elétrico e/ou movimento de cabos. Por fim, foi calculado o *root mean square (RMS)*, a 100 amostras.

Nos dados recolhidos pelas plataformas de forças foi aplicado um filtro digital *Infinite Impulse Response - Butterworth* de 2ª ordem, de frequência 20 Hz (*low pass*), tendo-se normalizado os valores obtidos ao peso de cada participante.

A identificação das subfases da marcha foi feita com recurso às plataformas de força e baseada nos componentes vertical (Fz) e ântero-posterior (Fy) da força de reação ao solo (FRS). A subfase final da propulsão do membro inferior com orientação posterior foi definida no momento em que o Fy da primeira plataforma assumia o valor igual ou mais próximo de 0 até ao momento em que o Fz da segunda plataforma assumia o valor imediatamente acima de 10% do peso corporal do indivíduo (a), as subfases contacto inicial do membro inferior com orientação anterior e pré-pendular do membro inferior com orientação posterior foram definidas desde esse momento até ao momento em que Fz da primeira plataforma assumia o valor imediatamente abaixo de 10% do peso corporal do indivíduo (b), considerou-se a subfase de aceitação de carga do membro inferior com orientação anterior desde esse momento até ao momento em que Fy da segunda plataforma assumia o valor igual ou mais próximo de 0 (c) (Darainy & Ostry, 2008; A. S. Sousa, Santos, et al., 2012; A. S. Sousa, Silva, Santos, et al., 2013a; A. S. Sousa & Tavares, 2012).

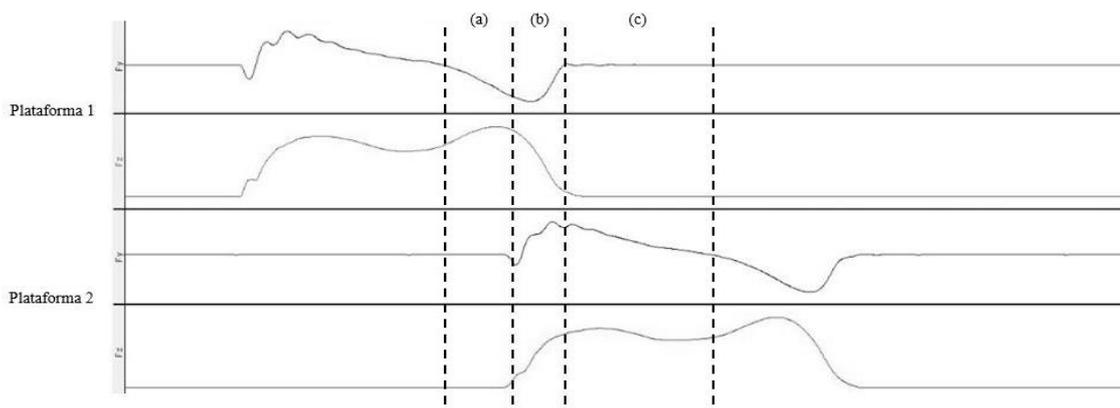


Figura 2 - Representação esquemática da identificação das subfases final da propulsão (a), contacto inicial / pré-pendular (b) e aceitação de carga (c) com recurso às plataformas de força e baseada nos componentes vertical (F_z) e ântero-posterior (F_y) da força de reação ao solo (FRS)

Para cada subfase descrita, foi registada a média do RMS da intensidade de ativação muscular de três ensaios, para cada músculo em estudo.

O papel funcional de grupos musculares antagonistas no decorrer da marcha esteve na base da seleção dos músculos em estudo. No contacto inicial e aceitação de carga o tibial anterior (Liu, Anderson, Pandy, & Delp, 2006; Silva, Sousa, Tavares, et al., 2012) e o bicípito femoral (Liu et al., 2006) atuam como agonistas. O solear, o gastrocnémio medial (A. S. Sousa, Silva, Santos, et al., 2013a) e o reto femoral (Anderson & Pandy, 2003; Neptune et al., 2004; Pandy & Andriacchi, 2010) atuam como antagonistas assumindo um papel de estabilizadores que permite a redução do impacto durante as subfases de contacto inicial e aceitação de carga (Anderson & Pandy, 2003; Neptune et al., 2004).

Os músculos solear, gastrocnémio medial (Neptune et al., 2001; Silva et al., 2015; A. S. Sousa, Silva, Santos, et al., 2013a) e bicípito femoral (Zajac, Neptune, & Kautz, 2002) nas subfases final da propulsão e pré-pendular atuam como agonista contribuindo para a deslocação anterior do tronco. Especificamente os músculos solear e gastrocnémio medial contribuem também para preparar o impulso do pé (Silva, Sousa, Tavares, et al., 2012). Nestas subfases o tibial anterior (Silva et al., 2015) e o reto femoral (Neptune et al., 2004; Zajac et al., 2002, 2003) atuam como antagonistas assumindo um papel de estabilizadores.

Os pares musculares foram definidos consoante a sua ação sobre segmentos mais proximais ou distais. Os pares musculares e a relação agonista/antagonista considerados para cada subfase da marcha encontram-se representados na Tabela 2.

Tabela 2 – Pares musculares para as diferentes subfases da marcha

| Subfases | Pares musculares coativação antagonista | |
|---------------------------|--|--------------|
| | Coxofemoral | Tibiotársica |
| Contacto inicial | RF/BF | (SOL+GM)/TA |
| Aceitação de carga | RF/BF | (SOL+GM)/TA |
| Final da propulsão | RF/BF | TA/(SOL+GM) |
| Pré-pendular | RF/BF | TA/(SOL+GM) |

RF: reto femoral / BF: bicípite femoral / TA: tibial anterior / SOL: solear / GM: gastrocnémio medial

A coativação antagonista da coxofemoral e da tibiotársica para as diferentes subfases, em cada repetição, foi calculada de acordo com a seguinte fórmula (Kellis, Arabatzi, & Papadopoulos, 2003):

$$C (\%) = \frac{\text{atividade antagonista}}{\text{atividade agonista} + \text{atividade antagonista}} \times 100$$

Para cada subfase considerou-se, como nível de coativação antagonista, o valor da média da percentagem de coativação das três repetições realizadas para a subfase/tarefa funcional em questão. Este valor traduz uma medida relativa da percentagem de ativação do antagonista numa dada subfase, considerando que 100% corresponde à soma das percentagens de ativação do agonista e do antagonista (Kellis et al., 2003).

De seguida, os dados foram processados através do *software Acqknowledge® 3.9*.

2.4 Ética

O presente estudo foi integrado no projeto *Reorganização do controlo postural face a alterações aferentes e eferentes*, pelo que todas as questões éticas foram previamente avaliadas e aprovadas pela Comissão de Ética da ESS-IPP, pelo Presidente da ESS-IPP e pelo Diretor do CEMAH para a utilização das instalações e dos materiais.

Todos os sujeitos foram informados e esclarecidos acerca dos objetivos e procedimentos e, consentiram voluntariamente a sua participação neste estudo assinando um consentimento informado segundo a Declaração de Helsínquia (Anexo 2), tendo sido mantido o anonimato (através de um código numérico) e a confidencialidade dos dados. Todos os participantes tiveram a possibilidade de recusar ou interromper a qualquer momento a sua participação no estudo.

2.5 Estatística

A análise estatística foi realizada através do *software Statistical Package for the Social Sciences (SPSS, IBM, Armonk, New York, United States of America)* versão 24.0, tendo-se considerado um nível de significância de 0,05.

De forma a identificar diferenças entre a coativação antagonista ao nível da coxofemoral nas subfases contacto inicial, aceitação de carga, final da propulsão e pré-pendular foi utilizado o teste de *ANOVA de Friedman*, seguido do *teste de Dunn* como *post-hoc*. O mesmo teste foi utilizado para detetar diferenças entre a coativação antagonista ao nível da tibiotársica nas subfases da marcha analisadas.

Entre a coativação antagonista da coxofemoral e da tibiotársica nas subfases da marcha em análise foi utilizado o teste de *Wilcoxon Signed-rank*.

Foram utilizadas as versões não paramétricas dos testes uma vez que a maioria das variáveis não seguia a normalidade, que fora testada por meio do teste de *Shapiro-Wilk*. Como estatística descritiva recorreu-se à mediana e média e respetivos percentis 25 e 75 e desvio padrão, como medida de tendência central e dispersão, respetivamente (Marôco, 2014).

3 Resultados

A amostra do presente estudo, constituída por 15 indivíduos, sendo 3 do sexo masculino e 12 do sexo feminino, foi caracterizada quanto aos dados antropométricos observados na Tabela 3.

Tabela 3 – Caracterização da amostra quanto aos dados antropométricos com os respetivos valores de mediana, percentil 25 e 75, média e desvio padrão

| Dados Antropométricos | | | | |
|---|--------------|--------------|----------------|--------------------------|
| | Idade (anos) | Altura (m) | Massa (kg) | IMC (kg/m ²) |
| Md | 27,5 | 1,66 | 64,04 | 22,76 |
| (P₂₅; P₇₅) | (19; 34,75) | (1,51; 1,75) | (55,79; 67,22) | (21,22; 24,82) |
| M±DP | 29,40±6,92 | 1,68±0,09 | 65,37±9,15 | 23,13±2,29 |

Md: mediana / P₂₅: percentil 25 / P₇₅: percentil 75/ M: média / DP: desvio padrão

A coativação antagonista ao nível da coxofemoral evidenciada pelo par muscular RF/BF não revelou alterações entre as subfases, pelo que não se observaram diferenças estatisticamente significativas ($\chi^2= 4,543$; $p= 0,208$). Contudo, verificou-se uma tendência para uma maior coativação antagonista do par muscular RF/BF do membro inferior em orientação posterior na subfase pré-pendular (figura 3).

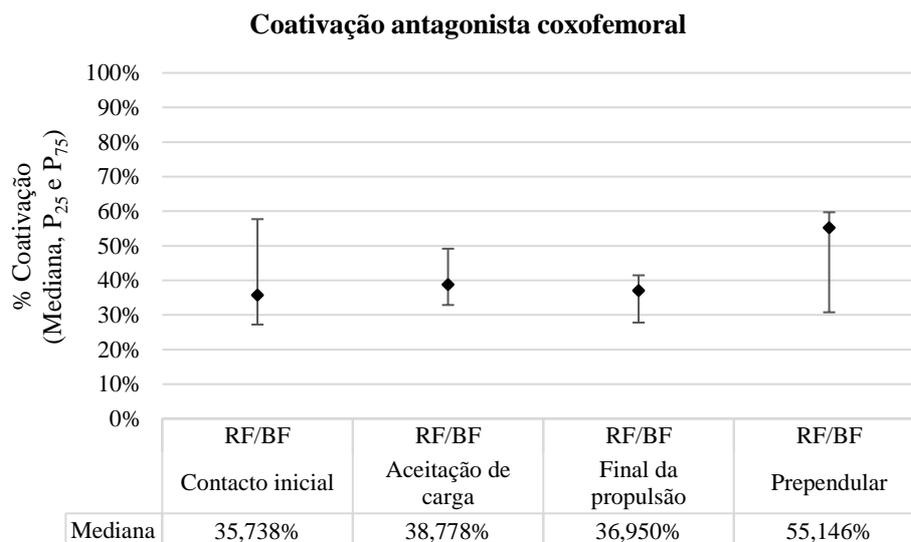


Figura 3 – Comparação da coarização antagonista ao nível da coxofemoral do par muscular RF/BF entre as subfases da marcha com os respetivos valores de mediana e percentil 25 e 75 (representação por subfases)

No que respeita a coarização antagonista ao nível da tibiotársica observaram-se diferenças estatisticamente significativas de coarização antagonista entre as subfases da marcha analisadas ($\chi^2 = 12,840$; $p = 0,005$). Especificamente, verificaram-se diferenças estatisticamente significativa entre as subfases aceitação de carga e final da propulsão ($\chi^2 = -1,333$; $p = 0,028$) e entre final da propulsão e pré-pendular ($\chi^2 = -1,533$; $p = 0,007$).

Ao nível da tibiotársica verificou-se uma tendência para uma maior coarização antagonista do par muscular TA/(SOL+GM) do membro inferior em orientação posterior na subfase pré-pendular (figura 4).

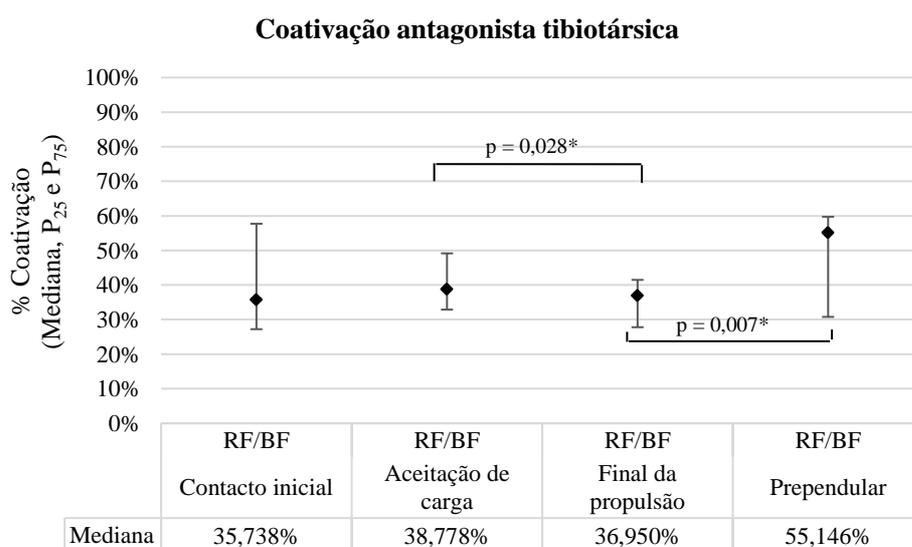


Figura 4 – Comparação da coarização antagonista ao nível da tibiotársica dos pares musculares (SOL+GM)/TA e TA/(SOL+GM) entre as subfases da marcha com os respetivos valores de mediana e percentil 25 e 75 e valor p ($*p < 0,05$) (representação por subfases)

No que respeita a comparação da coativação antagonista entre a coxofemoral e a tibiotársica no mesmo membro inferior foi observada uma tendência para uma maior coativação antagonista ao nível da tibiotársica nas subfases contacto inicial, aceitação de carga e final da propulsão tendo sido encontradas diferenças estatisticamente significativas na subfase aceitação de carga ($Z = -2,215$; $p = 0,027$) (tabela 4).

Tabela 4 – Comparação da coativação antagonista entre a coxofemoral e a tibiotársica nas subfases da marcha com os respetivos valores de mediana, percentis 25 e 75, valor p (* $p < 0,05$) e valor teste

| | Pares musculares coativação antagonista | Md (P₂₅; P₇₅) | Valor p (valor teste) |
|-------------------------------|--|--|----------------------------------|
| Contacto inicial | RF/BF | 35,738 (27,222; 57,703) | 0,307 |
| | (SOL+GM)/TA | 46,811 (40,442; 49,754) | (-1,022) |
| Aceitação de carga | RF/BF | 38,778 (32,879; 49,157) | 0,027* |
| | (SOL+GM)/TA | 52,433 (45,271; 67,908) | (-2,215) |
| Final da propulsão | RF/BF | 36,950 (27,789; 41,474) | 0,460 |
| | TA/(SOL+GM) | 39,935 (31,064; 49,172) | (-0,738) |
| Pré-pendular | RF/BF | 55,146 (30,768; 59,709) | 0,363 |
| | TA/(SOL+GM) | 53,189 (50,246; 59,558) | (-0,910) |

Md: mediana / P₂₅: percentil 25 / P₇₅: percentil 75 / RF: reto femoral / BF: bicípito femoral / TA: tibial anterior / SOL: solear / GM: gastrocnémio medial

4 Discussão

O presente estudo teve como propósito analisar a relação dinâmica entre os membros inferiores e entre os segmentos coxofemoral e tibiotársica, durante subfases específicas da marcha através da coativação antagonista, face à posição funcional de cada membro – em orientação posterior e anterior.

A marcha numa perspetiva integrada entre o sistema nervoso e o sistema biomecânico exige o esforço de não nos limitarmos apenas à exposição de cada um destes elementos de forma isolada (Dietz & Schrafl-Altarmatt, 2016; Takakusaki, 2013).

De acordo com o presente estudo, verificou-se que a coativação antagonista da coxofemoral não revelou variações entre as subfases da marcha, o que foi evidenciado pela ausência de diferenças estatisticamente significativas. Estes resultados reforçam a evidência de que a coxofemoral não terá influência na transição entre as subfases na marcha (Schmitz, Silder, Heiderscheit, Mahoney, & Thelen, 2009). O facto de verificar que, com o envelhecimento surge uma compensação mecânica através do aumento da coativação antagonista ao nível da coxofemoral pela diminuição da capacidade da tibiotársica contribuir para a deslocação do corpo no espaço de forma organizada (Schmitz et al., 2009), reforça a variabilidade encontrada no presente estudo.

No que respeita a coativação antagonista da tibiotársica observaram-se variações entre as subfases da marcha, tendo-se verificado diferenças estatisticamente significativas. Estes resultados sugerem a existência de uma maior variabilidade de coativação antagonista da tibiotársica.

No que concerne à comparação da coativação antagonista entre os segmentos coxofemoral e tibiotársica, observou-se que há uma tendência para maior coativação antagonista da tibiotársica em todas as subfases com exceção na subfase pré-pendular, em que a coativação antagonista da coxofemoral foi superior à tibiotársica (<3%). Esta tendência reforça a variabilidade da coativação antagonista da tibiotársica.

Estes resultados são consistentes com a evidência de que, através do *feedback* sensorial, em conjunto com as referências articulares inerentes, os músculos flexores plantares, nomeadamente solear e gastrocnémio medial, atuam como uma unidade funcional (Neptune et al., 2001; Neptune et al., 2008) e, contribuam para a deslocação anterior do tronco (Neptune et al., 2001; Neptune et al., 2008; Silva et al., 2015; A. S. Sousa, Silva, Santos, et al., 2013a) e para a regulação entre subfases da marcha e respetivo controlo postural (Den Otter et al., 2007; Lin et al., 2006; Silva, Sousa, Tavares, et al., 2012).

No presente estudo, verificou-se também que a coativação antagonista da tibiotársica foi significativamente superior à coativação antagonista da coxofemoral no membro inferior em orientação anterior, na subfase de aceitação de carga. Este resultado poderá ser suportado pelo facto de, especificamente nesta subfase, ser necessária uma transferência de carga sobre os pés (Gjelsvik & Syre, 2016) o que deverá requerer uma maior estabilidade da tibiotársica. Assim, o tibial anterior atua como agonista nesta subfase, em sinergia com os flexores plantares que controlam o movimento da tibia e do perónio sobre o tálus (Neptune et al., 2001; Neptune et al., 2004). Contudo, os músculos que atuam ao nível da coxofemoral, como

o reto femoral e o bicípite femoral, também contribuirão para o controlo postural da tibiotársica (Neptune et al., 2004; A. S. Sousa, Silva, & Tavares, 2013a).

De acordo com os resultados do presente estudo, parece existir uma tendência para uma menor coativação antagonista da tibiotársica do membro inferior com orientação posterior no final da propulsão associada a uma maior coativação antagonista da tibiotársica do membro inferior com orientação anterior na aceitação de carga.

Esta tendência poderá sugerir uma relação funcional entre os membros inferiores pela ação bilateral das fibras aferentes tipo II nos interneurónios espinhais e pela ação dos sistemas ventromediais (A. S. Sousa, Silva, Santos, Sousa, & Tavares, 2013b; A. S. Sousa, Silva, & Tavares, 2012a, 2013b). De facto, de acordo com a teoria do ponto de equilíbrio, o sistema nervoso ajusta os limiares de ativação muscular do membro inferior com orientação posterior para garantir a estabilidade dinâmica da marcha (Feldman, Krasovsky, Baniña, Lamontagne, & Levin, 2011).

Esta relação encontrada no presente estudo é ainda reforçada pela evidência que a atividade dos músculos flexores plantares do membro inferior com orientação posterior depende do grau de atividade muscular e da magnitude da força de reação do solo do membro inferior com orientação anterior (A. S. Sousa, Santos, et al., 2012; A. S. Sousa, Silva, Santos, et al., 2013a).

A variabilidade de coativação antagonista tibiotársica também foi observada no mesmo membro, na transição entre subfases, mais especificamente entre final da propulsão membro com orientação posterior e pré-pendular membro com orientação posterior. Na subfase final da propulsão o sistema vestibular está fortemente envolvido na capacidade de recrutar neurónios motores extensores (Rothwell, 2012) para a função extensora, através dos músculos flexores plantares que atuam com agonistas para a deslocação anterior do tronco (Neptune et al., 2001). Assim, o *input* proprioceptivo é determinante para que o cerebelo, consiga regular a atividade dos neurónios motores extensores (Brodal, 1981; Kierman, 2005; Siegel & Sapru, 2011), permitindo uma alternância do componente de extensão com a flexão, necessário na transição entre as subfases final da propulsão e pré-pendular.

De facto, o papel inibitório da conexão cerebelo-vestibular resulta da constante integração da informação aferente oriunda dos recetores articulares e dos órgãos tendinosos de Golgi (Kierman, 2005). Na subfase pré-pendular importa que os músculos extensores diminuam a sua atividade resultante da ativação de interneurónios inibitórios, com consequente ativação de neurónios motores flexores. Estes têm influência predominante sobre a atividade muscular antigravítica com expressão sobre o tónus postural (Arya &

Pandian, 2014; Silva et al., 2015; A. S. Sousa, Silva, et al., 2012b; Takakusaki, 2013), e estão intimamente relacionados com a ativação do tibial anterior (Di Giulio, Maganaris, Baltzopoulos, & Loram, 2009). Assim, é possível entrar na dorsiflexão para que posteriormente o membro inferior com orientação posterior saia do solo.

Tal como alguns autores referem (Lin et al., 2006; Neptune et al., 2001; Neptune et al., 2004; Silva et al., 2015; Silva, Sousa, Tavares, et al., 2012; A. S. Sousa, Silva, & Tavares, 2013a) a tibiotársica parece ter um papel dominante na marcha comparativamente à coxofemoral, tal como os resultados do presente estudo sugerem. Este aspeto poderá apontar para a preponderância do papel da tibiotársica para a regulação da marcha, atendendo à sua capacidade de ajuste em função da variação do *input* (Silva, Sousa, Tavares, et al., 2012; A. S. Sousa, Silva, et al., 2012b).

Em termos gerais, os resultados obtidos no presente estudo levantam questões no âmbito do controlo postural: fará sentido procurar valores normativos de referência relativamente à coativação antagonista durante a marcha tal como Di Nardo, Mengarelli, Maranesi, Burattini, & Fioretti (2015) sugerem? Ou será mais importante compreender e quantificar a variação destes valores entre as subfases da marcha?

Futuramente, e atendendo o carácter exploratório do presente estudo, sugere-se que procurem explorar estas questões.

O tamanho reduzido da amostra poderá ser apontado como uma grande limitação. Assim, num tamanho amostral superior seria expectável que a variabilidade intra-sujeitos fosse menor, o que potenciará o estabelecimento de resultados mais evidentes. Uma outra limitação é o facto de os participantes exibirem comportamentos sedentários e com possibilidade de existirem diferentes níveis de sedentarismo entre eles, não tendo sido este parâmetro avaliado neste estudo. A possível relação entre controlo postural e os níveis de atividade física com consequente redução na capacidade de recrutar os mecanismos de *feedback* e *feedforward* é referenciado por Prioli, Freitas Júnior, & Barela (2005).

Em termos futuros, salienta-se ainda a necessidade de analisar mais pormenorizadamente a coativação antagonistas durante a marcha, no sentido de identificar os fatores responsáveis pela transição entre subfases. Além disso, os tópicos abordados nas limitações são também considerados para estudos futuros.

5 Conclusão

Na marcha, parece existir variabilidade quanto aos níveis de coativação antagonista entre subfases. No entanto, a tibiotársica aparenta ter um comportamento tendencialmente mais variável, face a segmentos mais proximais.

A variação do padrão de coativação antagonista ao nível da tibiotársica, salienta o papel deste segmento na regulação da marcha, pela sua capacidade de ajuste em função da variação do *input*. Este aspeto poderá apontar para a importância da tibiotársica na avaliação do controlo postural.

6 Agradecimentos

Agradeço aos participantes do presente estudo pela colaboração e a todos os que, de alguma forma contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

7 Referências bibliográfica

- Anderson, F. C., & Pandy, M. G. (2003). Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait & posture*, 17(2), 159-169.
- Arya, K. N., & Pandian, S. (2014). Interlimb neural coupling: implications for poststroke hemiparesis. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 57(9-10), 696-713.
- Ashford, S., & De Souza, L. (2000). A comparison of the timing of muscle activity during sitting down compared to standing up. *Physiotherapy Research International*, 5(2), 111-128.
- Bajwa, S., Edgley, S. A., & Harrison, P. J. (1992). Crossed actions on group II-activated interneurons in the midlumbar segments of the cat spinal cord. *The Journal of Physiology*, 455, 205-217.
- Bowden, M. G., Balasubramanian, C. K., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2006). Anterior-posterior ground reaction forces as a measure of paretic leg contribution in hemiparetic walking. *Stroke Journal*, 37(3), 872-876.
- Brodal, A. (1981). *Neurological Anatomy in Relation to Clinical Medicine* (O. U. Press Ed.).
- Burnett, D. R., Campbell-Kyureghyan, N. H., Cerrito, P. B., & Quesada, P. M. (2011a). Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand-to-sit tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(4), 610-615.
- Burnett, D. R., Campbell-Kyureghyan, N. H., Cerrito, P. B., & Quesada, P. M. (2011b). Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand-to-sit tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(4), 610-615.
- Camargos, A. C., Rodrigues-de-Paula-Goulart, F., & Teixeira-Salmela, L. F. (2009). The effects of foot position on the performance of the sit-to-stand movement with chronic stroke subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(2), 314-319.
- Cheng, P. T., Chen, C. L., Wang, C. M., & Hong, W. H. (2004). Leg muscle activation patterns of sit-to-stand movement in stroke patients. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 83(1), 10-16.
- Correia, P., & Mil-Homens, P. (2004). *Electromiografia no Estudo do Movimento Humano* (Lisboa: F.d.M. Humana. Ed. ed.).
- Criswell, E. (2010). *Cram's Introduction To Surface Electromyography*: Jones & Bartlett Learning.

- Darainy, M., & Ostry, D. J. (2008). Muscle cocontraction following dynamics learning. *Experimental Brain Research*, 190(2), 153-163.
- Davies, H. E., & Edgley, S. A. (1994). Inputs to group II-activated midlumbar interneurons from descending motor pathways in the cat. *The Journal of Physiology*, 479 (Pt 3), 463-473.
- Dehail, P., Bestaven, E., Muller, F., Mallet, A., Robert, B., Bourdel-Marchasson, I., & Petit, J. (2007). Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a "Sit-to-Walk" task in elderly subjects: role of strength. *Clinical Biomechanics - Journals*, 22(10), 1096-1103.
- Den Otter, A. R., Geurts, A. C., Mulder, T., & Duysens, J. (2007). Abnormalities in the temporal patterning of lower extremity muscle activity in hemiparetic gait. *Gait & Posture*, 25(3), 342-352.
- Di Giulio, I., Maganaris, C. N., Baltzopoulos, V., & Loram, I. D. (2009). The proprioceptive and agonist roles of gastrocnemius, soleus and tibialis anterior muscles in maintaining human upright posture. *The Journal of Physiology*, 587(Pt 10), 2399-2416.
- Di Nardo, F., Mengarelli, A., Maranesi, E., Burattini, L., & Fioretti, S. (2015). Assessment of the ankle muscle co-contraction during normal gait: a surface electromyography study. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(2), 347-354.
- Dietz, V. (2002). Do human bipeds use quadrupedal coordination? *Trends in Neurosciences*, 25(9), 462-467.
- Dietz, V., Fouad, K., & Bastiaanse, C. M. (2001). Neuronal coordination of arm and leg movements during human locomotion. *European Journal of Neuroscience*, 14(11), 1906-1914.
- Dietz, V., & Schrafl-Altarmatt, M. (2016). Control of functional movements in healthy and post-stroke subjects: Role of neural interlimb coupling. *Clinical Neurophysiology*, 127(5), 2286-2293.
- Feldman, A. G., Krasovsky, T., Baniña, M. C., Lamontagne, A., & Levin, M. F. (2011). Changes in the referent body location and configuration may underlie human gait, as confirmed by findings of multi-muscle activity minimizations and phase resetting. *Experimental Brain Research*, 210(1), 91-115.
- Fimland, M. S., Moen, P. M., Hill, T., Gjellesvik, T. I., Tørhaug, T., Helgerud, J., & Hoff, J. (2011). Neuromuscular performance of paretic versus non-paretic plantar flexors after stroke. *European Journal of Applied Physiology*, 111(12), 3041-3049.

- Gjelsvik, B. E. B., & Syre, L. (2016). *The Bobath Concept in Adult Neurology* (Thieme Ed. 2nd ed.): TPS.
- Graham, J. V., Eustace, C., Brock, K., Swain, E., & Irwin-Carruthers, S. (2009). The Bobath concept in contemporary clinical practice. *Topics in Stroke Rehabilitation, 16*(1), 57-68.
- Haridas, C., & Zehr, E. P. (2003). Coordinated interlimb compensatory responses to electrical stimulation of cutaneous nerves in the hand and foot during walking. *Journal of Neurophysiology, 90*(5), 2850-2861.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 10*(5), 361-374.
- Kellis, E., Arabatzi, F., & Papadopoulos, C. (2003). Muscle co-activation around the knee in drop jumping using the co-contraction index. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 13*(3), 229-238.
- Kierman, J. A. (2005). *The Human Nervous System an anatomical view point* (W. W. Ed. Ed. Ninth Edition ed.).
- Kim, M. H., Yi, C. H., Yoo, W. G., & Choi, B. R. (2011). EMG and kinematics analysis of the trunk and lower extremity during the sit-to-stand task while wearing shoes with different heel heights in healthy young women. *Human Movement Science, 30*(3), 596-605.
- Kleim, J. A. (2011). Neural plasticity and neurorehabilitation: teaching the new brain old tricks. *Journal of Communication Disorders, 44*(5), 521-528.
- Lamontagne, A., Richards, C. L., & Malouin, F. (2000). Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 10*(6), 407-415.
- Latash, M. L. (2010). Motor synergies and the equilibrium-point hypothesis. *Motor Control - Human Kinetics Journals, 14*(3), 294-322.
- Latash, M. L., & Laczko, J. (2016). *Progress in Motor Control - Theories and Translations* (Springer Ed.).
- Lin, P. Y., Yang, Y. R., Cheng, S. J., & Wang, R. Y. (2006). The relation between ankle impairments and gait velocity and symmetry in people with stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 87*(4), 562-568.

- Liu, M. Q., Anderson, F. C., Pandy, M. G., & Delp, S. L. (2006). Muscles that support the body also modulate forward progression during walking. *Journal of Biomechanics*, 39(14), 2623-2630.
- Marôco, J. (2014). *Análise Estatística com o SPSS Statistics* (6th ed.). Pero Pinheiro: ReportNumber, Lda.
- Neptune, R. R., Kautz, S. A., & Zajac, F. E. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics*, 34(11), 1387-1398.
- Neptune, R. R., Sasaki, K., & Kautz, S. A. (2008). The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics. *Gait & Posture*, 28(1), 135-143. doi:10.1016/j.gaitpost.2007.11.004
- Neptune, R. R., Zajac, F. E., & Kautz, S. A. (2004). Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait & Posture*, 19(2), 194-205.
- Pandy, M. G., & Andriacchi, T. P. (2010). Muscle and joint function in human locomotion. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 12, 401-433.
- Prange, G. B., Jannink, M. J., Stienen, A. H., van der Kooij, H., IJzerman, M. J., & Hermens, H. J. (2010). An explorative, cross-sectional study into abnormal muscular coupling during reach in chronic stroke patients. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 7, 14.
- Prioli, A. C., Freitas Júnior, P. B., & Barela, J. A. (2005). Physical activity and postural control in the elderly: coupling between visual information and body sway. *Gerontology*, 51(3), 145-148.
- Raine, S., Meadows, L., & Lynch-Ellerington, M. (2009). *Bobath Concept*. Oxford: Wiley-Blackwell.
- Roldan-Jimenez, C., Bennett, P., & Cuesta-Vargas, A. I. (2015). Muscular Activity and Fatigue in Lower-Limb and Trunk Muscles during Different Sit-To-Stand Tests. *PLoS One*, 10(10), e0141675.
- Rosa, M. C., Marques, A., Demain, S., & Metcalf, C. D. (2014). Lower limb co-contraction during walking in subjects with stroke: A systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(1), 1-10.
- Rothwell, J. C. (2012). Overview of neurophysiology of movement control. *Clinical Neurology and Neurosurgery*, 114(5), 432-435.

- Schepens, B., & Drew, T. (2004). Independent and convergent signals from the pontomedullary reticular formation contribute to the control of posture and movement during reaching in the cat. *Journal of Neurophysiology*, 92(4), 2217-2238.
- Schmitz, A., Silder, A., Heiderscheidt, B., Mahoney, J., & Thelen, D. G. (2009). Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(6), 1085-1091.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2012). *Motor control: Translating Research into Clinical Practice*: Lippincott Williams & Wilkins.
- Siegel, A., & Sapru, H. N. (2011). *Essential neuroscience*. Philadelphia: Walters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins.
- Silva, A., Sousa, A. S., Pinheiro, R., Ferraz, J., Tavares, J. M., Santos, R., & Sousa, F. (2013a). Activation timing of soleus and tibialis anterior muscles during sit-to-stand and stand-to-sit in post-stroke vs. healthy subjects. *Somatosensory & Motor Research*, 30(1), 48-55.
- Silva, A., Sousa, A. S., Pinheiro, R., Ferraz, J., Tavares, J. M., Santos, R., & Sousa, F. (2013b). Activation timing of soleus and tibialis anterior muscles during sit-to-stand and stand-to-sit in post-stroke vs. healthy subjects. *Somatosensory and Motor Research*, 30(1), 48-55.
- Silva, A., Sousa, A. S., Pinheiro, R., Tavares, J. M., Santos, R., & Sousa, F. (2012a). Soleus activity in post-stroke subjects: movement sequence from standing to sitting. *Somatosensory and Motor Research*, 29(3), 71-76.
- Silva, A., Sousa, A. S., Pinheiro, R., Tavares, J. M., Santos, R., & Sousa, F. (2012b). Soleus activity in post-stroke subjects: movement sequence from standing to sitting. *Somatosensory & Motor Research*, 29(3), 71-76.
- Silva, A., Sousa, A. S., Silva, C., Tavares, J. M., Santos, R., & Sousa, F. (2015). Ankle antagonist coactivation in the double-support phase of walking: Stroke vs. healthy subjects. *Somatosensory & Motor Research*, 32(3), 153-157.
- Silva, A., Sousa, A. S., Tavares, J. M., Tinoco, A., Santos, R., & Sousa, F. (2012). Ankle dynamic in stroke patients: agonist vs. antagonist muscle relations. *Somatosensory & Motor Research*, 29(4), 111-116.
- Sousa, A., Macedo, R., Santos, R., & Tavares, R. (2010). Influence of an unstable shoe on compensatory postural adjustments: An experimental evaluation.
- Sousa, A. S., Santos, R., Oliveira, F. P., Carvalho, P., & Tavares, J. M. (2012). Analysis of ground reaction force and electromyographic activity of the gastrocnemius muscle

- during double support. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*, 226(5), 397-405.
- Sousa, A. S., Silva, A., & Santos, R. (2015a). Ankle anticipatory postural adjustments during gait initiation in healthy and post-stroke subjects. *Clinical Biomechanics - Journal*, 30(9), 960-965.
- Sousa, A. S., Silva, A., & Santos, R. (2015b). Reliability of Two Methods for Identifying the Postural Phase of Gait Initiation in Healthy and Poststroke Subjects. *Journal of Applied Biomechanics - Human Kinetics*, 31(5), 349-356.
- Sousa, A. S., Silva, A., Santos, R., Sousa, F., & Tavares, J. M. (2013a). Interlimb coordination during the stance phase of gait in subjects with stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94(12), 2515-2522.
- Sousa, A. S., Silva, A., Santos, R., Sousa, F., & Tavares, J. M. (2013b). Interlimb coordination during the stance phase of gait in subjects with stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 94(12), 2515-2522. doi:10.1016/j.apmr.2013.06.032
- Sousa, A. S., Silva, A., & Tavares, J. M. (2012a). Biomechanical and neurophysiological mechanisms related to postural control and efficiency of movement: a review. *Somatosens Mot Res*, 29(4), 131-143. doi:10.3109/08990220.2012.725680
- Sousa, A. S., Silva, A., & Tavares, J. M. (2012b). Biomechanical and neurophysiological mechanisms related to postural control and efficiency of movement: a review. *Somatosensory & Motor Research*, 29(4), 131-143.
- Sousa, A. S., Silva, A., & Tavares, J. M. (2013a). Interlimb relation during the double support phase of gait: an electromyographic, mechanical and energy-based analysis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*, 227(3), 327-333.
- Sousa, A. S., Silva, A., & Tavares, J. M. (2013b). Interlimb relation during the double support phase of gait: an electromyographic, mechanical and energy-based analysis. *Proc Inst Mech Eng H*, 227(3), 327-333.
- Sousa, A. S., & Tavares, J. M. (2012). Effect of gait speed on muscle activity patterns and magnitude during stance. *Motor Control - Human Kinetics Journals*, 16(4), 480-492.
- Takakusaki, K. (2013). Neurophysiology of gait: from the spinal cord to the frontal lobe. *Movement Disorders Journal*, 28(11), 1483-1491.
- Takakusaki, K., Saitoh, K., Harada, H., & Kashiwayanagi, M. (2004). Role of basal ganglia-brainstem pathways in the control of motor behaviors. *Journal of Neuroscience Research*, 50(2), 137-151.

- Thompson, W. (2001). *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription* (8 ed.): Lippincott Williams & Williams.
- Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2002). Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait & Posture*, *16*(3), 215-232.
- Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2003). Biomechanics and muscle coordination of human walking: part II: lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait & Posture*, *17*(1), 1-17.

8 Anexos

8.1 Anexo 1 – Questionário de seleção e caracterização da amostra



Questionário de seleção da amostra

No âmbito do Projeto de Investigação *Análise da coativação antagonista durante a marcha em indivíduos saudáveis* da Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico do Porto, sob a orientação da Professora Doutora Augusta Silva, convidamo-lo a participar num questionário que pretende selecionar uma amostra para a realização do referido estudo científico. O questionário é anónimo e serão necessários cerca de dois minutos para responder a todas as perguntas.

Desde já, agradecemos a sua disponibilidade e colaboração.

1. **Iniciais do seu nome** _____

2. **Sexo**

() Masculino

() Feminino

3. **Data de nascimento (dd/mm/aaaa)** _____

4. **Contacto telefónico** _____

5. **E-mail** _____

6. **Toma alguma medicação atualmente?**

() Sim

Para quê? _____

() Não

7. **Já foi sujeito a alguma intervenção cirúrgica?**

() Sim

A quê? _____

() Não

7.1. Há quanto tempo?

() < 3 meses

() 3 - 6 meses

() 6 - 12 meses

() > 12 meses

8. Tem ou teve alguma doença que considere importante referir?

Sim

Qual? _____

Não

9. Tem alguma dor mantida há pelo menos 3 meses?

Sim

Onde? _____

Não

10. Pratica algum tipo de exercício físico? Entenda-se exercício físico como toda a atividade física com gasto energético - planeada, estruturada e repetitiva.

Sim

Qual? _____

Não

7 vezes por semana

10.1. Quantas vezes por semana pratica atividade física?

1 vez por semana

2 vezes por semana

3 vezes por semana

4 vezes por semana

5 vezes por semana

6 vezes por semana

10.2. Qual a duração de cada sessão de exercício físico?

< 20 minutos

20-30 minutos

> 30 minutos

Obrigada pela sua colaboração!

8.2 Anexo 2 – Termo de consentimento informado

TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Declaração de Consentimento Informado

Conforme a lei 67/98 de 26 de outubro e a “Declaração de Helsinquia” da Associação Médica Mundial (Helsinquia 1964; Tóquio 1975; Veneza 1983; Hong Kong 1989; Somerset West 1996, Edimburgo 2000; Washington 2002, Tóquio 2004, Seul 2008)

Reorganização do controlo postural face a alterações aferentes e eferentes

DESIGNAÇÃO DO ESTUDO

Eu, abaixo-assinado _____

compreendi a explicação que me foi prestada que versou os objetivos, os métodos e eventual desconforto do estudo em que serei incluído. Sei que neste estudo está prevista a realização de um questionário e de um estudo eletromiográfico, tendo-me sido explicado em que consistem.

Foi-me garantido que todos os dados relativos à identificação dos participantes neste estudo são confidenciais e que será mantido o anonimato.

Sei que posso recusar-me a participar ou interromper a qualquer momento a participação no estudo, sem nenhum tipo de penalização por este facto.

Compreendi a informação que me foi dada, tive oportunidade de fazer perguntas e as minhas dúvidas foram esclarecidas.

Aceito participar de livre vontade no estudo acima mencionado.

Também autorizo a divulgação dos resultados obtidos no meio científico, garantindo o anonimato.

Nome do Investigador e Contacto: Jessica Andreia Teixeira Monteiro (jmonteiro292@gmail.com 915489671)

_____/_____/_____
DATA

ASSINATURA



ESS.0004.MO.317.01

8.3 Anexo 3 – Base de dados

| Indivíduo | 1 | 2 | 3 | 4 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 13 | 14 | 17 | 18 |
|--------------------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| Sexo | 1 | 1 | 2 | 1 | 2 | 2 | 2 | 2 | 2 | 2 | 2 | 2 | 2 | 2 | 2 |
| Idade | 22 | 22 | 19 | 34 | 40 | 32 | 30 | 35 | 23 | 38 | 25 | 24 | 37 | 35 | 25 |
| Massa | 64,5 | 80,8 | 59,85 | 86 | 67,58 | 55,79 | 57,31 | 66,85 | 56,9 | 64 | 58,5 | 64,04 | 76,37 | 57,06 | 65 |
| Altura | 1,75 | 1,86 | 1,64 | 1,79 | 1,65 | 1,54 | 1,67 | 1,77 | 1,51 | 1,66 | 1,64 | 1,75 | 1,64 | 1,64 | 1,69 |
| IMC | 21,06 | 23,36 | 22,25 | 26,84 | 24,82 | 23,52 | 20,55 | 21,34 | 24,96 | 23,23 | 21,75 | 20,91 | 28,39 | 21,22 | 22,76 |
| RF/BF contacto inicial | 27,222 | 35,738 | 57,703 | 34,244 | 31,801 | 53,606 | _ | 15,345 | 33,633 | 44,766 | 62,835 | 7,966 | 57,715 | 48,102 | 63,219 |
| RF/BF aceitação de carga | 31,397 | 57,378 | 54,059 | 30,448 | 49,157 | 46,713 | 23,798 | 45,882 | 35,915 | 41,282 | 32,879 | 33,301 | 38,778 | 35,339 | 56,869 |
| RF/BF final propulsão | 26,390 | 53,824 | 55,563 | 30,735 | 27,789 | 36,950 | 54,429 | 14,644 | 37,423 | 23,522 | 40,862 | 29,213 | 41,474 | 34,469 | 40,673 |
| RF/BF pré-pendular | 23,775 | 67,057 | 55,383 | 31,652 | 57,188 | _ | 38,219 | 19,510 | 56,486 | 58,876 | 64,662 | 62,209 | 28,117 | 45,070 | 54,909 |
| FP/TA contacto inicial | 17,636 | 48,781 | 33,764 | 68,397 | 61,953 | 44,287 | 47,424 | 40,442 | 45,674 | 46,885 | 46,811 | 19,531 | 49,754 | 52,702 | 45,825 |
| FP/TA aceitação de carga | 87,499 | 50,036 | 62,292 | 48,322 | 43,295 | 41,395 | 52,433 | 72,355 | 64,666 | 45,271 | 72,629 | 67,908 | 25,308 | 47,457 | 56,457 |
| TA/FP final propulsão | 13,960 | 49,172 | 27,278 | 55,262 | 26,187 | 59,260 | 44,037 | 39,935 | 38,748 | 32,452 | 51,896 | 47,531 | 31,064 | 45,996 | 37,488 |
| TA/FP pré-pendular | 82,364 | 51,219 | 66,236 | 31,603 | 38,047 | 55,713 | 52,576 | 59,558 | 54,326 | 53,115 | 53,189 | 80,469 | 50,246 | 47,298 | 54,175 |

RF: reto femoral / BF: bicípito femoral / TA: tibial anterior / FP: SOL: solear + GM: gastrocnémio medial

