

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

Micaela Soraia Pinto Oliveira

**Mecanismos de *feedforward* durante a fase
postural da marcha: EPAs e APAs numa
perspetiva integrada**

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 Andreia Sousa, professora Adjunta, da Área Técnico-Científica da Fisioterapia e sob coorientação da Professora Doutora Maria Augusta Ferreira Silva e do Professor Doutor Rubim Santos.

dezembro de 2018

Mecanismos de *feedforward* durante a fase postural da marcha: EPAs e APAs numa perspetiva integrada

Micaela Oliveira¹, Andreia Sousa², Rubim Santos³, Augusta Silva²

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

²ATCF – Área Técnico-Científica da Fisioterapia

³ATCFT – Área Técnico-Científica da Física

oliveiramicaela19@gmail.com

Resumo

Introdução: A fase postural do início da marcha, pressupõe a ativação de mecanismos de *feedforward* como resposta neural às perturbações do controlo postural. **Objectivo(s):** Analisar a fase postural da marcha numa janela temporal de ativação abrangente aos *early postural adjustments* e aos ajustes posturais antecipatórios, de modo a analisar o seu comportamento e características no que respeita ao *timing* e magnitude média de variação do nível de atividade muscular relativamente à posição de pé. **Métodos:** estudo observacional analítico transversal realizado em 20 indivíduos sedentários de acordo com a *American College of Sports Medicine* e com o *IPAQ*. Recolheu-se bilateralmente a atividade muscular do grande glúteo, reto femoral, bicipite femoral, tibial anterior, solear e gastrocnémio medial durante o início da marcha de modo a analisar o *timing* de variação de atividade e a magnitude de atividade relativa, na fase postural do início da marcha. Esta foi identificada recorrendo à variação da trajetória do CoPy no sentido posterior. Estatisticamente recorreu-se aos testes T para amostras emparelhadas e de *Wilcoxon* para a comparação do *timing* e magnitude relativa entre membros inferiores, e ao teste T para uma amostra para determinar a significância da variação da magnitude relativa face à posição de pé, com nível de significância de 0,05. **Resultados:** Todos os músculos parecem ter sofrido variação da sua atividade na janela temporal em estudo, em ambos os membros inferiores, apresentando um valor médio da magnitude de ativação inferior a 1. No que respeita ao *timing* de variação da atividade, nos EPAs e nos APAs, a musculatura posterior varia a sua atividade mais cedo do que a anterior, exceto no MA dos EPAs. Verificaram-se diferenças estatisticamente significativas, no *timing* do GM ($p=0,036$) e na magnitude relativa do TA ($p=0,002$), na comparação entre membros dos EPAs. **Conclusão:** Na fase postural do início da marcha, todos os músculos variaram o seu nível de atividade, relativamente à posição de pé, apresentando uma magnitude média de variação da sua atividade inferior à necessária para esta posição. Assim, em ambas as janelas temporais, o deslocamento do CoPy no sentido posterior parece ser influenciado pela musculatura proximal e distal de ambos os membros inferiores.

Palavras-chave: *early postural adjustments*, ajustes posturais antecipatórios, centro de pressão, fase postural do início da marcha

Abstract

Background: During postural phase of gait initiation feedforward mechanisms activate as neural responses to postural control perturbations. **Aim(s):** Analyze early and anticipatory postural adjustments and their timing and relative magnitudes in a time line comparing with double stand position during postural phase of gait initiation. **Methods:** Cross-sectional observational study applied on 20 sedentary individuals accordingly to American College of Sports Medicine and the IPAQ assessment. Bilateral electromyographic activity of gluteus maximus, rectus femoris, biceps femoris, tibialis anterior, soleus and gastrocnemius medialis data were collected during the postural phase of gait initiation to assess the muscle onset timing and relative magnitude of muscle activity. This phase was identified through center of pressure signal. The T-test to paired samples, and Wilcoxon tests were used to compare stance leg with swing leg. The T-test to one sample was used to analyze the level of significance of muscular activity variation relatively to double-stance position of gait initiation. **Results:** It was verified that all the muscles had an activity variation in the selected time line on both limbs. Both EPAs and APAs posterior chain muscles decrease their activity early than increase of the anterior muscles. This sequence wasn't verified on stance limb EPAs. It was verified statistically differences on the timing of GM($p=0,036$) and on TA relative magnitude ($p=0,002$), comparing both EPAs limbs. **Conclusion:** On the postural phase of gait initiation, all the muscles had muscle activity variation, relatively to double-stance position. The relative muscle variation was inferior to this position needs. Therefore, both proximal and distal EPAs and APAs, seems to had an important role in CoPy displacement on both time lines.

Key words: early postural adjustments, anticipatory postural adjustments, center of pressure, postural control phase, gait initiation

1. Introdução

A marcha humana é influenciada pela interação multifatorial biomecânica e neural, com fortes alicerces nos circuitos medulares e inputs aferentes (Rothwell, 2012; Silva et al., 2012; A. Sousa, 2010; A. S. P. Sousa, Silva, Santos, Sousa, & Tavares, 2013; A. Sousa, Silva, & Santos, 2015a; Winter, 1995). A sua eficiência pressupõe a capacidade de manter um nível de atividade muscular adequado de modo a garantir a verticalidade através da íntima relação entre estabilidade dinâmica e orientação dos segmentos corporais (Adouni, Shirazi-Adl, & Marouane, 2016; Gjelsvik, 2016; Kanekar & Aruin, 2015; Krishnan, Aruin, & Latash, 2011; Santos, Kanekar, & Aruin, 2010a; A. Sousa et al., 2015a; A. Sousa, Silva, & Tavares, 2012). De acordo com a teoria do ponto de equilíbrio, o controlo da marcha é conseguido através da transição entre estados de equilíbrio (Klous, Mikulic, & Latash, 2012; Reimann, Fetzrow, Thompson, & Jeka, 2018; Silva et al., 2012; Sternad, 2009; Wang, Asaka, Zatsiorsky, & Latash, 2006) e da interrelação entre estruturas corticais e subcorticais e a medula espinal, paralelamente, otimizando os mecanismos que

promovem um controlo motor eficiente nesta tarefa funcional (Chang et al., 2010; Gjelsvik, 2016; Jacobs, Lou, Kraakevik, & Horak, 2009; Rothwell, 2012; Yiou, Caderby, Delafontaine, Fourcade, & Honeine, 2017; Yoshida, Nakazawa, Shimizu, & Shimoyama, 2008).

A variabilidade de perturbações internas e externas entre períodos de apoio bi e unipodal levou vários autores a estudar os mecanismos de *feedforward* envolvidos na marcha (Bertucco, Cesari, & Latash, 2013; Krishnan et al., 2011; Lu, Amundsen Huffmaster, Harvey, & MacKinnon, 2017; Mizusawa, Jono, Iwata, Kinoshita, & Hiraoka, 2017; A. Sousa, Silva, & Santos, 2015b; Yiou et al., 2017), particularmente na fase postural do início da mesma (Silva et al., 2012; A. S. P. Sousa et al., 2013; A. Sousa et al., 2015b, 2012; Yiou, 2012; Yiou et al., 2017). Na fase postural do início da marcha, ou fase de ajustes posturais antecipatórios, ocorre uma resposta neural organizada em resposta à variabilidade e especificidade dos inputs aferentes que promovem a adaptação eficaz da orientação e estabilidade dinâmica de modo a manter o centro de massa dentro dos limites da base de suporte (Assaiante, Amblard, & Woollacott, 2000; Gjelsvik, 2016; Krishnan et al., 2011; Silva et al., 2012; A. Sousa et al., 2015a, 2015b). Esta fase caracteriza-se pela modulação do output motor em resposta às perturbações biomecânicas, na qual o sistema nervoso central (SNC) desencadeia programas neuromotores através da ativação de músculos do tronco e dos membros inferiores, especialmente na articulação tibiotársica (Hiraoka et al., 2014; Mizusawa et al., 2017; Neptune, Kautz, & Zajac, 2001; Patchay & Gahéry, 2003; Saito, Yamanaka, Kasahara, & Fukushima, 2014). De acordo com a literatura, a inibição do nível de atividade tónica do solear (SOL) seguida da ativação do tibial anterior (TA) permite o deslocamento do centro de pressão (CoP) no sentido posterior (CoPy) e sobre o membro inferior que vai iniciar a marcha (MI), sem que ocorra deslocação do centro de massa. Esta oscilação do CoPy permite a aceleração do membro no sentido anterior e sobre o membro inferior em apoio (MA) expresso por um aumento da força de reação ao solo (T. Caderby, Yiou, Peyrot, Bonazzi, & Dalleau, 2013; Klous et al., 2012; Neptune et al., 2001; Silva et al., 2012; Yiou et al., 2017). Existe evidência de que os ajustes posturais antecipatórios (APAs) ocorrem numa janela temporal que tem o seu início entre os -300 ms (Krishnan, Latash, & Aruin, 2012; Santos et al., 2010a; A. Sousa et al., 2015b; A. Sousa & Tavares, 2015) e os -150 ms relativamente ao início do movimento (Aruin, Forrest, & Latash, 1998; Assaiante et al., 2000; Lepers & Brenière, 1995; Winter, 1995) até aos 50ms após. No entanto, o estudo aprofundado e alargado das características deste fenómeno de *feedforward* permitiu que

alguns investigadores identificassem a existência de ajustes posturais numa janela de ativação centenas de milissegundos antes da ocorrência dos ajustes posturais antecipatórios (APAs) (Bertuccio et al., 2013; Kanekar & Aruin, 2015; Klous et al., 2012; Krishnan et al., 2012; Patchay & Gahéry, 2003; Piscitelli, Falaki, Solnik, & Latash, 2017; Saito et al., 2014). Estes ajustes, denominados de *early postural adjustments* (EPAs) parecem surgir até cerca de 900 ms antes do início do movimento e têm como objetivo garantir as condições biomecânicas necessárias para a eficácia e eficiência do mesmo (Bertuccio et al., 2013; Klous et al., 2012; Krishnan et al., 2011, 2012; Patchay & Gahéry, 2003; Piscitelli et al., 2017). De facto, vários estudos haviam já identificado fenómenos de variação no *timing* de ativação muscular muito antes dos APAs, no entanto, estes eram considerados uma sequência de fenómenos sucessivos (Couillandre, Maton, & Brenière, 2002; Krishnan et al., 2012; Lepers & Brenière, 1995; Wang et al., 2006). Os estudos de Aruin et al. (1998); Krishnan et al. (2011, 2012); Santos, Kanekar, & Aruin (2010b) revelaram que estes fenómenos são distintos e atuam com diferentes propósitos em resposta à perturbação do início da marcha. De facto, enquanto os EPAs parecem ter como função a otimização da postura e a preparação da ação motora (Bertuccio et al., 2013; Khanmohammadi, Talebian, Hadian, Olyaei, & Bagheri, 2015; Klous et al., 2012; Krishnan et al., 2012; Patchay & Gahéry, 2003), os APAs surgem de modo a minimizar as perturbações esperadas através da geração de forças e momentos de força que as contrariam (Klous et al., 2012; Krishnan et al., 2011, 2012; Mizusawa et al., 2017; A. Sousa et al., 2015a, 2015b). Neste sentido, alguns estudos sugerem ainda que os EPAs também têm influência no deslocamento do CoPy posteriormente na fase postural da marcha (Klous et al., 2012; Patchay & Gahéry, 2003) manifestando-se por um deslocamento de pequena dimensão, contrastando com os APAs que, por sua vez, se relacionam com um deslocamento do CoPy visível, de maior dimensão (Krishnan et al., 2011, 2012).

Assim, embora vários autores reconheçam a existência de EPAs no início da marcha, a variação muscular eletromiográfica não é alvo de análise (Bertuccio et al., 2013; Klous et al., 2012; Krishnan et al., 2011, 2012; Patchay & Gahéry, 2003; Piscitelli et al., 2017). É importante considerar que em termos metodológicos, tem-se vindo a verificar uma discrepância no que respeita ao instante temporal correspondente ao início da marcha (T0) para o estudo dos EPAs e dos APAs. Apesar de existir consenso no que respeita à trajetória do CoPy na fase postural da marcha e de que este constitui o primeiro evento desta fase (Klous et al., 2012; Lepers & Brenière, 1995; Patchay & Gahéry, 2003;

Patchay, Gahéry, & Serratrice, 2002; A. Sousa et al., 2015b), alguns estudos consideram T0 como o momento da variação da força de reação ao solo vertical (FZ) (MacKinnon et al., 2007; Patchay & Gahéry, 2003; Patchay et al., 2002; Piscitelli et al., 2017) o que pode causar um viés na interpretação dos dados aquando da identificação dos EPAs vs APAs. Esta discrepância na caracterização metodológica de T0 no início da marcha pode influenciar a definição das janelas temporais dos mecanismos de *feedforward*.

Neste seguimento, revela-se pertinente analisar a fase postural da marcha numa janela de ativação abrangente aos EPAs e APAs, tendo como referência metodológica para T0 a oscilação do CoPy, de modo a verificar a existência destes ajustes posturais. Para além disto, é pertinente analisar as suas características no que respeita ao *timing* e magnitude de variação do nível de atividade muscular, inerentes à fase postural da marcha. Tendo em consideração o exposto estabeleceu-se como objetivo do presente estudo analisar os EPAs e os APAs, no membro que inicia (MI) a marcha e no membro de apoio (MA), durante a fase postural do início da marcha. Como objetivos específicos delinear-se: analisar a percentagem de ocorrência de EPAs e de APAs; compreender o *timing* de variação de atividade muscular da musculatura anterior e posterior nas janelas dos EPAs e dos APAs; compreender a magnitude média de atividade muscular na janela dos EPAs e dos APAs em relação ao *timing* de variação dessa atividade, face à posição de pé (1); compreender a influencia da variação média da magnitude de atividade muscular a nível proximal e distal no deslocamento posterior do CoP;

Com base os fundamentos neuroanatómicos e neurofisiológicos pode ser hipotetizado que nos APAs, a musculatura tónica posterior deverá diminuir o seu nível de atividade previamente ao aumento da anterior, face à posição de pé. Nos EPAs espera-se que o seu comportamento seja semelhante aos APAs, de modo a permitir o deslocamento do CoPy no sentido posterior, durante a fase postural do início da marcha.

2. Métodos

2.1. Desenho de estudo

Trata-se de um estudo observacional analítico transversal.

2.2. Amostra

O presente estudo foi realizado numa amostra de 20 indivíduos adultos saudáveis voluntários, numa faixa etária entre 30-65 anos de ambos os sexos, considerados sedentários de acordo com a *American College of Sports Medicine* (Camargos, Rodrigues-de-Paula-Goulart, & Teixeira-Salmela, 2009; Haskell, Lee, & Pate, 2007; A.

Sousa et al., 2015b) e com o *International Physical Activity Questionnaire (IPAQ)*. Foram excluídos todos os indivíduos que tomassem medicação capaz de afetar a performance motora (Silva et al., 2012; A. Sousa et al., 2015b, 2012), indivíduos com qualquer tipo de distúrbio ou disfunção do foro neurológico (Doença de Parkinson, acidente vascular encefálico, lesões pontinas ou do cerebelo) (Cheng, Chen, Wang, & Hong, 2004; A. Sousa & Tavares, 2015), diabetes, tromboflebites, cirurgia aos membros inferiores há menos de seis meses ou qualquer outra situação ortopédica, reumática ou sistémica (Roldán-Jiménez, Bennett, & Cuesta-Vargas, 2015; Silva et al., 2012; A. Sousa et al., 2012; A. Sousa & Tavares, 2015) que afetem a capacidade de realizar marcha autonomamente e sem recurso a auxiliares (Silva et al., 2012; A. Sousa et al., 2012; A. Sousa & Tavares, 2015). Indivíduos sem capacidade cognitiva para perceber e seguir instruções verbais foram igualmente excluídos (Mak, Levin, Mizrahi, & Hui-Chan, 2003; A. Sousa et al., 2015b, 2012). Todos os participantes foram caracterizados tendo em consideração a idade, peso e altura de modo a registar a sua variabilidade.

2.3. Instrumentos

2.3.1. Questionário de seleção da amostra

Com o intuito de selecionar e caracterizar a amostra, foi criado um questionário online (Anexo 1) elaborado na ferramenta Google *Forms*, para recolha dos dados sociodemográficos dos indivíduos e verificação de cumprimento dos critérios de elegibilidade para participação no estudo.

2.3.2. International Physical Activity Questionnaire – IPAQ (versão curta)

O IPAQ foi utilizado com o objetivo de obter uma melhor representação dos dispêndios energéticos, associados à prática de atividade física semanal média dos participantes, de forma a caracterizá-los quanto ao sedentarismo (anexo 3) (Craig et al., 2003). O IPAQ apresenta níveis de correlação de 0,77 de fiabilidade e de concordância de 0,3 na validade de critério para a população portuguesa (Craig et al., 2003).

2.3.3. Eletromiografia de superfície

A eletromiografia (EMG) de superfície foi utilizada para avaliar a atividade dos músculos tibial anterior (TA), solear (SOL), gastrocnémio medial (GM), bicípite femoral (BF), reto femoral (RF) e grande glúteo (GG), cujo sinal foi registado bilateralmente em ambos os membros inferiores. Esta ferramenta é considerada precisa e fiável, tendo um coeficiente

de correlação intraclassa (ICC) entre 0,46 a 0,60 e coeficientes de correlação teste-reteste altos ($r=0.78$ e 0.82)(Kollmitzer, Ebenbichler, & Kopf, 1999).

Foi utilizado um dispositivo wireless BioPlux Research (Plux® Lda., Portugal) com 8 canais analógicos de 12bits e frequência de amostragem de 1000 Hz. Utilizaram-se seis pares de elétrodos adesivos Dahlausen 505 de cloreto de prata (AgCl), de tamanho de 20 mm e forma circular, com uma configuração bipolar e distância de 20 mm entre as duas superfícies de detecção (Bishop, Brunt, Pathare, Ko, & Marjama-Lyons, 2005; Mil-Homens & Correia, 2004; Silva et al., 2012; A. Sousa & Tavares, 2015). Os sensores foram ligados ao eletromiógrafo portátil e conectados, 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. Para confirmar a impedância da pele, utilizou-se um medidor de impedância *Noraxon*®. Posteriormente, o sinal eletromiográfico foi analisado através do software Acqknowlegde® (Biopac Systems, Inc.®, Goleta, California, United States of America) versão 3.9.

2.3.4. *Plataforma de forças*

Para a obtenção do deslocamento do CoPy no sentido anteroposterior, durante a fase postural da marcha, utilizou-se uma plataforma de forças *Bertec*® (modelo FP4060-10) embutida no solo (*Bertec Corporation*, com sede em 6185 *Huntley Road, Suite B, Columbus, OH 43229, EUA*) conectada a um amplificador *Bertec* AM6300 com uma frequência de amostragem de 100Hz (Bishop et al., 2005; Inkster, Eng, MacIntyre, & Stoessl, 2012; Mak et al., 2003) e a um convertor analógico-digital de 16-bit (Mak, Levin, Mizrahi, & Hui-Chan, 2003; Bishop, Brunt, Pathare, & Marjama-Lyons, 2005; Inkster, Eng, MacIntyre, & Stoessl, 2003; Silva, et al., 2012). A fiabilidade dos valores das forças de reação do solo, obtidas pela plataforma de forças, apresentam um ICC entre 0,44 e 0,57 para variáveis temporais e 0,88 e 0,96 para variáveis de magnitude (Hanke & Rogers, 1992). Os dados da plataforma de forças foram adquiridos através do software *Qualisys Track Manager* (*Qualisys AB*, com sede em *Packhusgatan 6, Gothenburg – Sweden*) e, posteriormente, analisados através do software *Acqknowlegde*® (*Biopac Systems, Inc.®, Goleta, California, United States of America*) versão 3.9.

2.4. Procedimentos

A amostra foi recrutada pelo efeito *snowball*, através de redes sociais de acordo com o objetivo de estudo. Previamente ao início das recolhas, foi realizado um teste de

procedimentos a um indivíduo com características semelhantes às da amostra, mas que não fez parte da mesma. Este teve como intuito verificar a aplicabilidade e uniformização dos procedimentos experimentais e instrumentos, assim como, a sua duração de modo a otimizar a recolha de dados *à posteriori*.

Os indivíduos que cumpriram os critérios de participação pré-estabelecidos foram contactados com vista a agendar a recolha de dados e foi-lhes pedido para trazerem consigo calções e top, no caso dos indivíduos do género feminino, e calçado que utilizem habitualmente. Esta avaliação foi realizada no Centro de Investigação em Reabilitação (CIR) – Centro de Estudos de Movimento e Atividade Humana da Escola Superior de Saúde (ESS) - P. Porto.

2.4.1. *Preparação da pele e colocação dos eléctrodos*

Previamente à colocação dos eléctrodos procedeu-se à localização das referências anatómicas e à preparação da pele, para a redução da resistência elétrica para $<5000 \Omega$ (Camargos et al., 2009; Silva et al., 2013, 2012; A. Sousa et al., 2015a). Para isso, procedeu-se à microdermoabrasão onde a superfície de deteção da EMG foi depilada com uma lâmina descartável, as células mortas foram removidas através de um gel abrasivo, seguindo-se uma limpeza da pele com algodão e álcool isopropílico (Criswell, 2010; Fimland et al., 2011; Mil-Homens & Correia, 2004). Os eléctrodos foram colocados paralelamente à orientação das fibras musculares, bilateralmente, e a sua localização foi confirmada através da palpação do ventre muscular e contração isométrica (Camargos et al., 2009; Criswell, 2010; Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000). O eléctrodo terra foi colocado centralmente na rótula do membro inferior direito. A colocação dos eléctrodos encontra-se descrita na tabela 1.

Tabela 1- Referências anatômicas para a colocação dos elétrodos

Músculo em estudo	Referência para a colocação dos elétrodos (Criswell, 2010; Hermens et al., 2000)
TA	Lateral ao eixo medial da tíbia, a cerca de 1/3 proximal da linha que une a cabeça do perônio e a extremidade inferior do maléolo medial
SOL	Paralelamente às fibras musculares na parte inferior, 2 cm distalmente ao bordo inferior do ventre muscular do GM e 2 cm medialmente à linha média posterior da perna, dada pelo tendão de Aquiles
GM	Paralelamente às fibras musculares, imediatamente distal ao joelho e 2 cm medial à linha média da perna na proeminência mais visível do ventre muscular;
BF	Ponto médio na linha entre a tuberosidade isquiática e o côndilo lateral da tíbia;
RF	Ponto médio na linha entre a espinha íliaca ântero-superior e a parte inferior da rótula;
GG	Paralelamente às fibras musculares, ponto médio entre as vértebras sacrais e o grande trocanter do fêmur, na maior proeminência muscular;
Elétrodo Terra	Central sobre a rótula

2.4.2. Posicionamento dos indivíduos

De forma a uniformizar a realização da tarefa, foi dada uma breve explicação de todos os procedimentos a todos os indivíduos que participaram no estudo. Foi estabelecido um período de intervalo entre a colocação dos elétrodos e a recolha de dados de 5 minutos. Os indivíduos foram interpelados a colocar-se sobre a plataforma de forças, calçados, com os pés à largura da pélvis e com os membros superiores ao longo do corpo, mantendo o olhar dirigido para uma referência visual, colocada a cerca de 2 metros de distância, durante 60s (T. Caderby et al., 2013; Silva et al., 2012; A. Sousa et al., 2012; A. Sousa & Tavares, 2015).

2.4.3. Recolha de dados

A cada indivíduo pediu-se para permanecer na posição de pé durante 60 segundos após os quais deviam começar a andar a uma velocidade auto-selecionada durante 5 metros (Dessery, Barbier, Gillet, & Corbeil, 2011; A. Sousa et al., 2015b; A. Sousa & Tavares, 2015), sem instruções específicas, após o comando verbal “pode caminhar”. No caso de algum participante questionar o avaliador sobre a perna com que deveria iniciar a sequência, a resposta foi *standardizada*: “Com aquela que lhe parecer mais natural para si” de modo a não condicionar a espontaneidade da tarefa, e dada a influência do membro dominante sobre a mesma (Dessery et al., 2011; A. Sousa et al., 2015b; A. Sousa & Tavares, 2015). No entanto, foi garantido que, entre repetições, o início da sequência

ocorresse sempre com o mesmo membro inferior, selecionado na primeira tentativa (Dessery et al., 2011; A. Sousa et al., 2015a, 2015b). 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, Campbell-Kyureghyan, Cerrito, & Quesada, 2011), com um minuto de repouso entre repetições (Dessery et al., 2011; A. Sousa et al., 2015b). O sinal EMG foi recolhido simultaneamente em ambos os membros tendo sido verificada a qualidade do sinal (Mil-Homens & Correia, 2004).

2.4.4. *Processamento e análise de dados*

O sinal eletromiográfico e o sinal das forças de reação ao solo foram processadas utilizando o *Software Acqknowledge®* (Biopac Systems, Inc.®, Goleta, California, United States of America), onde foram aplicados dois filtros digitais *Infinite Impulse Response – Butterworth* de 2ª ordem, um de 20 Hz (*High Pass*) e outro de 500Hz (*Low Pass*), para a remoção do ruído elétrico e/ou movimento de cabos. Por fim, foi calculado o *root mean square* (RMS), numa janela deslizante de 100 amostras (Billot, Simoneau, Hoecke, & Martin, 2010; Silva et al., 2012; A. S. P. Sousa et al., 2013; A. Sousa et al., 2015a). Os sinais da plataforma de forças foram filtrados através de um filtro digital *Infinite Impulse Response – Butterworth* de 2ª ordem, de frequência 20 Hz (*low pass*) (A. S. P. Sousa et al., 2013; A. Sousa et al., 2015a, 2015b).

A deteção da fase postural do início da marcha foi definida através da oscilação do CoPy no sentido anteroposterior (Anand, Seipel, & Rietdyk, 2017; Bishop et al., 2005; Kanekar & Aruin, 2015; Piscitelli et al., 2017; A. Sousa et al., 2015b). O momento T0 foi definido como o início do intervalo de tempo em que o valor do CoPy foi inferior à média (M) da baseline menos 3 desvios padrões (DP), durante pelo menos 50 ms consecutivos (A. Sousa et al., 2015b, 2015a), e de acordo com a estimativa visual (A. Sousa & Tavares, 2015).

A variação do nível atividade muscular, nos APAs, foi analisada numa janela temporal de -300 a +50 ms em relação a T0 (Santos et al., 2010a; A. Sousa et al., 2015b; A. Sousa & Tavares, 2015). A variação do nível de atividade muscular de cada músculo foi definida como o início do intervalo de pelo menos 50 ms consecutivos, em que o sinal eletromiográfico foi superior (ativação) ou inferior (inibição) à média da *baseline* mais ou menos 3 (DP), respetivamente, mensurada dos -500 aos -450 ms (Santos et al., 2010a; A. Sousa et al., 2015b; A. Sousa & Tavares, 2015) no caso dos APAs. Na janela temporal

dos EPAs foi aplicado o mesmo procedimento na janela temporal entre -900 ms a -300 ms (início da janela dos APAs)(Klous et al., 2012), tendo selecionado para baseline o intervalo compreendido entre os -1100ms aos -1050ms em relação a T0. A magnitude relativa da variação da atividade muscular foi normalizada pelos valores da *baseline* de modo a mensurar a amplitude de modulação do nível de atividade da musculatura dos membros inferiores, em relação à posição de pé. Quer no timing quer na magnitude de variação do nível de atividade muscular foram calculados os valores médios dos 3 ensaios realizados. O membro inferior que efetuou o primeiro passo foi designado de membro que inicia a marcha (MI) e o contralateral de membro de apoio (MA).

2.5. Ética

De acordo com a Declaração de Helsínquia (1964) todos os participantes foram informados acerca das condições respetivas ao estudo, tendo sido dada a oportunidade de consentirem, recusarem ou interromperem a sua participação a qualquer momento (Anexo 2). Os dados relativos à identificação dos participantes neste estudo são confidenciais, codificados e inseridos num sistema informático, no qual apenas o investigador tem acesso com palavra passe, ao longo de toda a investigação. O estudo foi aprovado pela Comissão de Ética da Escola Superior de Saúde do Porto (ESS), em Portugal, após solicitação de autorização à Presidência da ESS.

2.6. Estatística

O software IBM® SPSS® Statistics 25 para Windows 10® permitiu a análise estatística, com um intervalo de confiança de 95% (nível de significância $\alpha=0,05$) para todos os testes de hipóteses (Marôco, 2018). A caracterização da amostra foi elaborada através da estatística descritiva, nomeadamente média como medida de tendência central e o desvio padrão como medida de dispersão, uma vez que as variáveis em estudo seguem uma distribuição normal, tendo esta sido verificada pelo teste de *Shapiro-Wilk* (Marôco, 2018). A percentagem de ocorrências de EPAS e APAS e a sequência de variação do nível de atividade muscular no que respeita ao *timing* e magnitude foram obtidas através de uma análise descritiva. De forma a comparar as variáveis *timing* e magnitude média de atividade muscular no MA e MI utilizou-se o teste T para amostras emparelhadas e o teste de *Wilcoxon* para as variáveis que cumpriram ou não os pressupostos para a normalidade, respetivamente (Marôco, 2018), em ambas as janelas. Para a análise da magnitude média da variação da atividade muscular em relação à posição de pé, utilizou-

se o teste T para uma amostra, paramétrico para as variáveis que cumpriram os pressupostos para a normalidade, e o teste não paramétrico para uma amostra naquelas que não seguiram os pressupostos (Marôco, 2018).

3. Resultados

3.1. Seleção e caracterização da amostra

Foi colocado *online* um questionário de caracterização e seleção da amostra ao qual 181 indivíduos responderam. Por não cumprirem os requisitos necessários foram excluídos 161 indivíduos, dos quais a idade foi o principal motivo de exclusão (n=125). Deste modo, tal como se observa na figura 1, a amostra final deste estudo foi constituída por 20 indivíduos (15 do sexo feminino) com idade média de $42,15 \pm 8,5$ anos, sendo a faixa etária dos 30 anos aos 65 anos e a média do índice de massa corporal de $25,14 \pm 3,33$ Kg/m²(tabela 2).

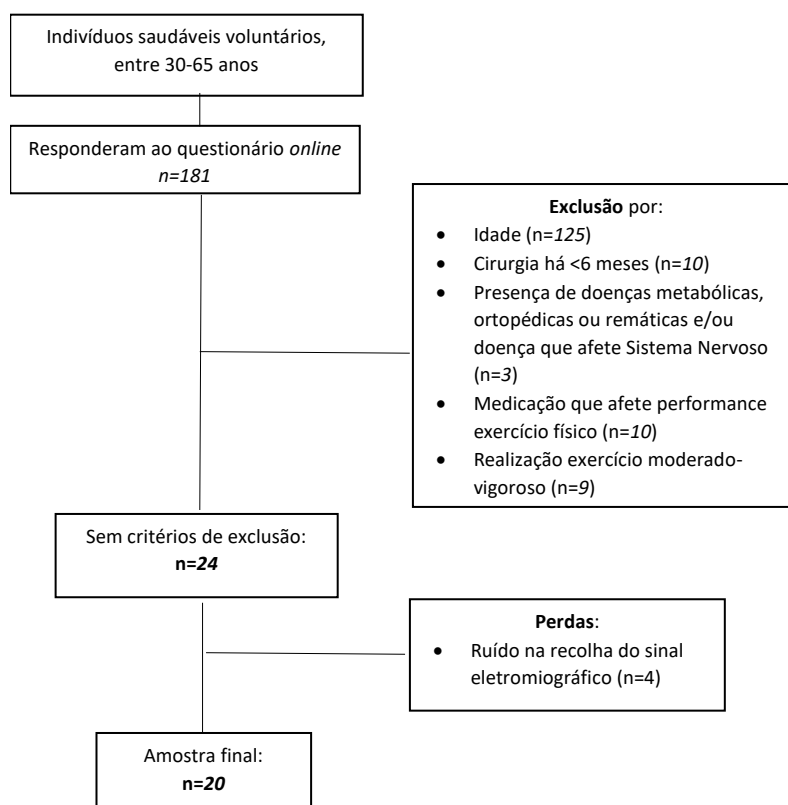


Figura 1-Diagrama da amostra

De ressaltar que todos os indivíduos em estudo foram classificados como sedentários, nível 1, de acordo com o IPAQ, como se pode ver na tabela 2 (anexo 3).

Tabela 2 - Caracterização da amostra quanto aos dados antropométricos com os respectivos valores da média e desvio padrão

Dados Antropométricos				
	Idade	Massa (Kg)	Altura (m)	IMC (Kg/m ²)
M± (DP)	42,15± (8,51)	70,05 ± (11,57)	1,67 ± (0,10)	25,14 ± (3,33)
Score IPAQ	nível 1 - sedentário			

M: média; (DP): desvio padrão

3.2. Percentagem de ocorrência de EPAs e APAs

Na tabela 3 encontram-se apresentadas as percentagens da ocorrência de EPAs e APAs, de acordo com as janelas temporais estabelecidas. Pode-se observar que todos os músculos parecem ter sofrido variação da sua atividade na janela temporal estabelecida quer para os EPAs (entre 70 a 100%) quer para os APAs (entre 75 a 100%), em ambos os membros inferiores. De ressaltar que os músculos que revelaram uma menor percentagem de variação de atividade foram o SOL (70%) e o GG (75%) no MI, na janela dos EPAs e dos APAs, respetivamente.

Tabela 3-Percentagem (%) de ocorrência de EPAs e

Membro	Ajuste Postural	TA	SOL	GM	BF	RF	GG
MI	EPAS	100%	70%	95%	90%	95%	90%
	APAS	95%	95%	95%	95%	100%	75%
MA	EPAS	90%	100%	85%	85%	85%	90%
	APAS	90%	100%	90%	95%	90%	90%

EPAS: *early postural adjustments* /APAS: *anticipatory postural adjustments* /MI: membro que inicia a marcha/ MA:membro de apoio da marcha /TA: tibial anterior/ RF: reto femoral /SOL: Solear /GM: Gastrocnémio medial/BF: biceps femoral /GG: glúteo máximo

3.3. Timing e magnitude relativa de variação muscular na janela dos EPAs e dos APAs

3.3.1. Timing de variação da atividade

No que respeita ao *timing* de variação da atividade na janela dos EPAS observou-se que, quer na musculatura distal quer na proximal, no MI os primeiros músculos a variar a sua atividade são os posteriores, nomeadamente o GM, SOL, GG e BF (-0,867 a -0,829 ms), seguidos do TA e RF (-0,843 a -0,815 ms) (Tabela 4). No MA não se observa esta sequência (Tabela 4). Apesar desta tendência divergente entre membros, apenas foi

observada uma diferença estatisticamente significativa entre membros. Esta ocorreu no *timing* de variação da atividade muscular do GM ($p=0,036$), o que indica que o GM do MI reduziu a sua atividade significativamente mais cedo do que o MA na janela temporal dos EPAs.

Na janela dos APAs verificou-se em ambos os membros que os músculos posteriores, BF e GG (-0,280 a -0,250 ms), a nível proximal, e GM e SOL(-0,272 a -0,248ms), a nível distal, são os primeiros a reduzir o seu nível de atividade, após os quais ativam os músculos TA e RF (-0,239 a -0,067 ms). Esta tendência é reforçada pela ausência de diferenças estatisticamente significativas entre membros.

Tabela 4 - *Timing e magnitude de variação do nível de atividade muscular na janela dos EPAs e dos APAs e respetivos valores de média, desvio padrão e valor p (* $p<0,05$)*

Variável	Membro	TA ↑		RF ↑		SOL		GM		BF		GG		
		Média ± (DP)	P	Média ± (DP)	P	Média ± (DP)	P	Média ± (DP)	P	Média ± (DP)	P	Média ± (DP)	P	
EPAS	Timing (ms)	MI	-0,815 (-0,112)	0,865	-0,843 (-0,081)	0,169	-0,829 (-0,075)	0,433	-0,851 (-0,061)	0,036	-0,854 (-0,062)	0,314	-0,867 (-0,060)	0,638
		MA	-0,844 (-0,073)		-0,848 (-0,057)		-0,841 (-0,068)		-0,733 (-0,296)		-0,875 (-0,066)		-0,788 (-0,235)	
	Magnitude	MI	0,804 (-0,292)	0,002	0,709 (-0,317)	0,613	0,929 (-0,278)	0,250	1,142 (-1,222)	0,407	0,653 (-0,342)	0,332	0,582 (-0,251)	0,551
		MA	0,480 (-0,247)		0,686 (-0,316)		0,781 (-0,322)		0,848 (-0,339)		0,549 (-0,311)		0,647 (-0,336)	
APAS	Timing (ms)	MI	-0,239 (-0,076)	0,523	-0,231 (-0,083)	0,650	-0,267 (-0,041)	0,586	-0,257 (-0,059)	0,600	-0,261 (-0,066)	0,802	-0,250 (-0,054)	0,087
		MA	-0,235 (-0,076)		-0,237 (-0,067)		-0,248 (-0,065)		-0,272 (-0,058)		-0,280 (-0,025)		-0,273 (-0,053)	
	Magnitude	MI	0,900 (-0,387)	0,430	0,627 (-0,241)	0,147	0,817 (-0,314)	0,346	0,795 (-0,25)	0,353	0,588 (-0,332)	0,337	0,627 (-0,241)	0,961
		MA	0,780 (-0,375)		0,763 (-0,409)		0,707 (-0,279)		0,704 (-0,312)		0,678 (-0,278)		0,570 (-0,234)	
CoP (mm)		30,5± 2.74												

EPAS: *early postural adjustments* /APAS: *anticipatory postural adjustments* /MI: membro que inicia a marcha / MA:membro de apoio da marcha /TA: tibial anterior/ RF: reto femoral /SOL: Solear /GM: Gastrocnémio medial /BF: bíceps femoral /GG: glúteo máximo /CoP: centro de pressão/ M: média / (DP): desvio padrão

3.3.2. Magnitude média de atividade muscular na janela temporal dos EPAs e dos APAs em relação ao *timing* de variação da atividade

No que respeita à magnitude de ativação, é possível observar pela análise das tabelas 4 e 5 que no intervalo desde a variação da atividade muscular até t_0 todos os músculos apresentaram um valor médio inferior a 1, valor indicativo de magnitude relativa necessária à posição de pé (A. Sousa & Tavares, 2015), indicando uma magnitude de ativação média inferior à utilizada para esta posição. Foram observadas diferenças estatisticamente significativas em quase todos os músculos exceto nos músculos SOL do MI e GM do MA na janela dos EPAs e no TA do MI na janela dos APAs onde foi

observada apenas uma tendência para valores inferiores a 1, e no GM do MI dos EPAs onde foi observada uma tendência para valores superiores a 1 (tabela 5). Na comparação dos valores médios da magnitude relativa de atividade muscular entre os o MI e MA (Tabela 4), apenas foram observadas diferenças estatisticamente significativas no músculo TA na janela dos EPAs ($p=0,002$), observando-se menor atividade deste musculo no MA. A proximidade de valores de magnitude observada entre os dois membros parece indicar que os dois membros contribuíram para o deslocamento do CoPy no sentido posterior em cerca de $30,5 \pm 2.74$ mm. Esta oscilação parece também ser influenciada pela variação do nível de atividade da musculatura proximal, em ambas as janelas, pois esta é a que diminui mais o nível de atividade da musculatura posterior, relativamente à posição de pé.

Tabela 5- Variação da magnitude de ativação muscular e respetivo valor p ($*p < 0,05$, relativamente à posição de pé

		TA	p	RF	p	SOL	p	GM	p	BF	p	GG	p	
Direção da Δ da magnitude	EPAS	MI	↓	0,0137	↓	0,0022	↓	0,358	↑	0,637	↓	0,0007	↓	0,0000
		MA	↓	0,0000	↓	0,0005	↓	0,013	↓	0,082	↓	0,0000	↓	0,0020
	APAS	MI	↓	0,3039	↓	0,0001	↓	0,029	↓	0,004	↓	0,0001	↓	0,0001
		MA	↓	0,0277	↓	0,0349	↓	0,001	↓	0,002	↓	0,0002	↓	0,0000

EPAs: *early postural adjustments* /APAs: *anticipatory postural adjustments* /TA: tibial anterior/ RF: reto femoral /SOL: Solear /GM: Gastrocnémio medial /BF: bicíps femoral /GG: glúteo máximo

4. Discussão

O presente estudo teve como propósito analisar os EPAs e os APAs, no membro que inicia (MI) a marcha e no membro de apoio (MA), durante a fase postural do início da marcha.

1) Percentagem de ocorrência de EPAs e APAs

Os resultados obtidos no presente estudo demonstram que todos os músculos variaram a sua atividade na janela temporal dos 900 aos 300 ms prévios à oscilação do CoPy (Klous et al., 2012), num valor percentual entre 70% a 100%, e na janela temporal dos 300ms prévios à oscilação do CoPy, entre 75% a 100%, reforçando a existência de ajustes posturais nestas duas janelas temporais. Estes resultados vão de encontro a vários estudos realizados que revelam a existência de EPAs nos músculos RF, TA, SOL, GM (Klous et al., 2012; Krishnan et al., 2011, 2012) e de APAs nos músculos TA, SOL, GM, RF, BF (Correa, Crossley, Kim, & Pandy, 2010; Neptune et al., 2001; Santos et al., 2010b; Silva et al., 2013, 2012; A. Sousa et al., 2015b; A. Sousa & Tavares, 2015).

2) Timing de variação de atividade na janela dos EPAs e dos APAs

No que concerne ao *timing* de variação de atividade na janela dos EPAs, foi possível verificar que no MI, a musculatura proximal e distal posterior, nomeadamente o GM, SOL, GG e BF (-0,867 a -0,829 ms), diminuiu o seu nível de atividade, primeiramente à variação do nível de atividade da musculatura anterior, TA e RF (-0,843 a -0,815 ms). Estes achados vão de encontro à literatura, na medida em que permitem um deslocamento do CoPy no sentido posterior (Klous et al., 2012; Krishnan et al., 2012; Patchay et al., 2002; Yiou et al., 2017). Dado que no MA não é possível observar esta sequência, estes achados parecem sugerir que os EPAs apresentam um padrão assimétrico entre membros inferiores. No entanto, de acordo com a pesquisa efetuada, não foi encontrado nenhum estudo que aborde especificamente a sequência de ativação destes músculos nesta janela temporal. Apesar desta tendência divergente entre membros, apenas foi observada uma diferença estatisticamente significativa que ocorreu no *timing* de variação da atividade muscular do GM ($p=0,036$), o que indica que o GM do MI reduziu a sua atividade significativamente mais cedo do que o MA na janela temporal dos EPAs. Esta redução do nível de atividade do GM do MI, parece ocorrer numa sequência de variação de atividade semelhante aos APAs, pelo que se coloca a possibilidade de neste membro inferior, o CoPy se comportar no sentido do deslocamento no sentido posterior e lateral sobre o MI, diminuindo primeiramente o nível de atividade da musculatura posterior, seguido da transferência sobre o MA (Correa et al., 2010; Mizusawa et al., 2017; Neptune et al., 2001; Santos et al., 2010b; Silva et al., 2013, 2012; A. Sousa et al., 2015b; A. Sousa & Tavares, 2015), membro no qual este musculo necessita de atuar no sentido da estabilização (Adouni et al., 2016; Arnold, Anderson, Pandy, & Delp, 2005; Jonkers, Stewart, & Spaepen, 2003). (Correa et al., 2010; Neptune et al., 2001; Santos et al., 2010b; Silva et al., 2013, 2012; A. Sousa et al., 2015b; A. Sousa & Tavares, 2015). No entanto, considera-se pertinente a realização de estudos futuros que se dediquem ao estudo mais aprofundado desta assimetria sequencial de variação de atividade muscular entre membros inferiores, na fase postural do início da marcha, uma vez que a maioria dos estudos da cinética e cinemática realizados são relativos aos EPAs face a perturbações externas (Krishnan et al., 2012; Piscitelli et al., 2017; Santos et al., 2010b).

No que respeita ao comportamento dos APAs, o presente estudo vai de encontro à literatura e corrobora a hipótese colocada uma vez que estes ajustes surgem de forma consistente e são simétricos entre membros inferiores diminuindo, primeiramente, o nível de atividade da musculatura posterior, seguidos do aumento do nível de atividade do TA

e RF (Aruin et al., 1998; Hiraoka et al., 2014; Khanmohammadi, Talebian, Hadian, Olyaei, & Bagheri, 2016; Mizusawa et al., 2017; Santos et al., 2010a; Silva et al., 2012; A. Sousa et al., 2015a, 2015b). Esta tendência é reforçada pela ausência de diferenças estatisticamente significativas entre membros.

3) Magnitude média de atividade na janela temporal dos EPAs e APAs em relação ao *timing* de variação de atividade

Os resultados deste estudo parecem demonstrar um comportamento semelhante entre EPAs e APAs, no que respeita à redução do nível de atividade média, comparativamente à posição de pé, na janela de ativação dos -900 ms a T0. De facto, estes achados corroboram a hipótese inicialmente colocada uma vez que em ambas as janelas temporais, desde a variação da atividade muscular até t0 todos os músculos apresentaram um valor médio inferior a 1 indicando uma magnitude de ativação média inferior à utilizada para a posição de pé. Estes achados vão de encontro à literatura na medida em que, na fase postural do início da marcha, é necessária a diminuição do nível de atividade da musculatura tónica posterior e o aumento do nível de atividade da anterior de modo a que o CoPy se desloque no sentido posterior e lateral, sobre o MI, e em seguida sobre o MA, sem que ocorra perturbação do CP (Aruin et al., 1998; Hiraoka et al., 2014; Khanmohammadi et al., 2016; Lu et al., 2017; Mizusawa et al., 2017; Santos et al., 2010a; Silva et al., 2012; A. Sousa et al., 2015a, 2015b). No entanto, não se verificaram diferenças estatisticamente significativas nos músculos SOL do MI e GM do MA na janela dos EPAs e no TA do MI na janela dos APAS onde foi observada apenas uma tendência para valores inferiores a 1. No GM do MI dos EPAs observou-se uma tendência para valores superiores a 1, o que poderá ser explicado pelo papel da musculatura flexora plantar na fase postural do início da marcha, uma vez que para além da progressão anterior do tronco estes músculos também promovem suporte vertical (Neptune et al., 2001; Silva et al., 2013), garantindo a posição do centro de pressão em frente à articulação tibiotársica (Jonkers et al., 2003; Neptune, Zajac, & Kautz, 2004; Yiou et al., 2017). Neste sentido, tal como a literatura descreve, os EPAs atuam a nível biomecânico no sentido de otimizar o CP e interrelacionar as articulações intervenientes no início da marcha, preparando a ação motora (Bertucco et al., 2013; Khanmohammadi et al., 2015; Klous et al., 2012; Krishnan et al., 2012; Patchay & Gahéry, 2003). De acordo com isto, ao comparar o MI com o MA apenas se verificaram diferenças estatisticamente significativas no músculo TA(p=0,002), observando-se menor atividade deste musculo no MA. Neste sentido, é importante ressaltar que a proximidade de valores da magnitude observada no entre os

dois membros parece indicar que ambos contribuíram para o deslocamento do CoPy no sentido posterior em cerca de $30,5 \pm 2.74$ mm. Estes achados parecem ir de encontro à literatura e corroborar a ideia supra descrita uma vez que no membro de apoio se verifica uma menor atividade do TA, expressa pelo aumento da força de reação ao solo, de modo a garantir o controlo postural necessário à posterior saída do MI para o primeiro passo (T. Caderby et al., 2013; Klous et al., 2012; Neptune et al., 2001; Yiou et al., 2017).

Na fase postural do início da marcha, apesar de no presente estudo se ter identificado o *timing* de ativação dos músculos anteriores, em ambas as janelas, os resultados indicam que no intervalo temporal do ajuste a magnitude média de ativação foi inferior à observada na posição de pé. Isto poderá ser explicado uma vez que a magnitude média apresentada neste estudo corresponde ao valor médio de um período temporal de cerca de 600 ms para os EPAs e de 300 ms para os APAs pois embora inicialmente ocorra uma diminuição do nível de atividade da musculatura posterior e um aumento da anterior, em todo o intervalo considerado a média é tendencialmente inferior à observada na posição de pé. Assim, o SNC parece ser capaz de desencadear um ajuste postural global, no sentido de diminuir os gastos energéticos da posição de pé e de tornar mais económico o mecanismo de transferência posterior do CoPy para o início da marcha (Huang, Shorter, Adamczyk, & Kuo, 2015; A. Sousa, 2010). Na janela dos APAS, no presente estudo é possível observar que a média da magnitude dos APAs é inferior na musculatura posterior em relação à anterior. De acordo com estudos realizados, seria expectável encontrar estes achados uma vez que o comportamento é muito consistente na diminuição do nível de atividade da musculatura posterior, seguida da anterior (Aruin et al., 1998; Hiraoka et al., 2014; Khanmohammadi et al., 2016; Mizusawa et al., 2017; Santos et al., 2010a; Silva et al., 2012; A. Sousa et al., 2015a, 2015b). Em investigações futuras considera-se pertinente a realização de estudos com um número maior de indivíduos de modo a tornar mais o número amostral mais robusto e no qual se contemple a análise do comportamento dos EPAs e dos APAs ao longo de toda a janela temporal (-900ms a T0) tendo em conta o comportamento individual de cada músculo ao longo desta janela bem como as sequências em que estes variam a sua atividade.

No que concerne à musculatura proximal, o presente estudo parece sugerir que, em ambas as janelas, esta é a que reduz mais o seu nível de atividade relativamente à posição de pé, parecendo influenciar a oscilação do CoPy no sentido posterior. De facto, os resultados deste estudo vão de encontro à literatura, pois o GG e BF são músculos que

reduzem mais a sua atividade (Bertuccio et al., 2013; Khanmohammadi et al., 2015; Klous et al., 2012; Krishnan et al., 2012; Patchay & Gahéry, 2003), seguidos da ativação do RF.

É importante encarar os resultados do presente estudo tendo em conta o facto de se tratar de uma população sedentária, classificada com 1 segundo o IPAQ, o que indica que estes indivíduos possuem uma atividade física muito reduzida com frequência inferior a cinco vezes/semana e menos de 150 minutos/semana (Craig et al., 2003). De acordo com literatura, indivíduos sedentários, apresentam uma diminuição do nível de atividade física que parece estar relacionada com a maior dificuldade na ativação de mecanismos de *feedforward* (Lelard & Ahmaidi, 2015; Prioli, Freitas Júnior, & Barela, 2005). Estudos realizados verificaram que muitos recorrem à flexão prematura do joelho do MI (Arnold et al., 2005; Teddy Caderby, Yiou, Peyrot, Begon, & Dalleau, 2014; Rigoldi, Galli, Maras, & Riboldazzi, 2016; Yiou et al., 2017), de modo a transferir o CoP no sentido lateral e posterior sobre o MA (Assaiante et al., 2000; Teddy Caderby et al., 2014; Yiou et al., 2017). Assim, torna-se pertinente em estudos futuros analisar a trajetória do CoPy no sentido mediolateral bem como a inclusão da musculatura responsável pela sua ocorrência relacionando-se com a análise tridimensional da cinética e cinemática, na fase postural do início da marcha.

Como limitações do presente estudo consideram-se os valores médios de variação do nível de atividade muscular, em ambas as janelas (EPAs e APAs), o que pode ter influenciado os dados no que respeita à magnitude média de atividade e *timing* de variação dessa atividade, uma vez que a musculatura pode ter apresentado um comportamento inicial que foi variável ao longo da janela em estudo; a influência da atividade muscular isolada na variação da trajetória do CoPy assim como a não inclusão da musculatura predominantemente responsável pelo seu deslocamento no sentido mediolateral (adutores/abdutores da articulação coxofemoral e inversores/eversores da tibiotársica) são também limitações bastante pertinentes no potencial exploratório deste estudo.

5. Conclusão

Na fase postural do início da marcha, em ambos os membros inferiores, todos os músculos variaram o seu nível de atividade na janela temporal dos EPAs e dos APAs, relativamente à posição de pé, apresentando uma magnitude média de variação da sua atividade inferior à necessária para esta posição. No que respeita ao *timing* de variação de atividade, os APAs surgiram de forma consistente e simétrica entre membros inferiores diminuindo, primeiramente, o nível de atividade da musculatura posterior seguida da

anterior. Nos EPAs, verificou-se um comportamento semelhante aos APAs no MI, o que não foi possível observar na sequência de variação de atividade muscular do MA. Assim, em ambas as janelas temporais, o deslocamento do CoPy no sentido posterior parece ser influenciado pela musculatura proximal e distal.

Agradecimentos

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

Referências bibliográficas

- Adouni, M., Shirazi-Adl, A., & Marouane, H. (2016). Role of gastrocnemius activation in knee joint biomechanics: gastrocnemius acts as an ACL antagonist. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 19(4), 376–385. <https://doi.org/10.1080/10255842.2015.1032943>
- Anand, M., Seipel, J., & Rietdyk, S. (2017). A modelling approach to the dynamics of gait initiation. *Journal of the Royal Society Interface*, 14(128). <https://doi.org/10.1098/rsif.2017.0043>
- Arnold, A. S., Anderson, F. C., Pandy, M. G., & Delp, S. L. (2005). Muscular contributions to hip and knee extension during the single limb stance phase of normal gait: A framework for investigating the causes of crouch gait. *Journal of Biomechanics*, 38(11), 2181–2189. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.09.036>
- Aruin, A. S., Forrest, W. R., & Latash, M. L. (1998). Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, 109(4), 350–359. [https://doi.org/10.1016/S0924-980X\(98\)00029-0](https://doi.org/10.1016/S0924-980X(98)00029-0)
- Assaiante, C., Amblard, B., & Woollacott, M. (2000). Development of postural adjustment during gait initiation: Kinematic and emg analysis. *Journal of Motor Behavior*, 32(3), 211–226. <https://doi.org/10.1080/00222890009601373>
- Bertucco, M., Cesari, P., & Latash, M. L. (2013). Fitts' Law in early postural adjustments. *Neuroscience*, 231, 61–69. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2012.11.043>
- Billot, M., Simoneau, E. M., Hoecke, J. Van, & Martin, A. (2010). Age-related relative increases in electromyography activity and torque according to the maximal capacity during upright standing. *European Journal of Applied Physiology*, 109(4), 669–680. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1397-7>
- Bishop, M., Brunt, D., Pathare, N., Ko, M., & Marjama-Lyons, J. (2005). Changes in distal muscle timing may contribute to slowness during sit to stand in Parkinsons disease. *Clinical Biomechanics*, 20(1), 112–117. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.08.002>
- Burnett, D. R., Campbell-Kyureghyan, N. H., Cerrito, P. B., & Quesada, P. M. (2011). 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. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.03.006>
- Caderby, T., Yiou, E., Peyrot, N., Begon, M., & Dalleau, G. (2014). Influence of gait speed on the control of mediolateral dynamic stability during gait initiation. *Journal of Biomechanics*, 47(2), 417–423. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.11.011>
- Caderby, T., Yiou, E., Peyrot, N., Bonazzi, B., & Dalleau, G. (2013). Detection of swing heel-off

- event in gait initiation using force-plate data. *Gait and Posture*, 37(3), 463–466. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.08.011>
- Camargos, A. C. R., 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. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.06.023>
- Chang, W. H., Tang, P. F., Wang, Y. H., Lin, K. H., Chiu, M. J., & Chen, S. H. A. (2010). Role of the premotor cortex in leg selection and anticipatory postural adjustments associated with a rapid stepping task in patients with stroke. *Gait and Posture*, 32(4), 487–493. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.07.007>
- 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 and Rehabilitation*, 83(1), 10–16. <https://doi.org/10.1097/01.PHM.0000104665.34557.56>
- Correa, T. A., Crossley, K. M., Kim, H. J., & Pandy, M. G. (2010). Contributions of individual muscles to hip joint contact force in normal walking. *Journal of Biomechanics*, 43(8), 1618–1622. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.02.008>
- Couillandre, A., Maton, B., & Brenière, Y. (2002). Voluntary toe-walking gait initiation: Electromyographical and biomechanical aspects. *Experimental Brain Research*, 147(3), 313–321. <https://doi.org/10.1007/s00221-002-1254-y>
- Craig, C. L., Marshall, A. L., Sjöström, M., Bauman, A. E., Booth, M. L., Ainsworth, B. E., ... Oja, P. (2003). International physical activity questionnaire: 12-Country reliability and validity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(8), 1381–1395. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000078924.61453.FB>
- Criswell, E. (2010). *Cram's Introduction To Surface Electromyography*. Jones & Bartlett Learning.
- Dessery, Y., Barbier, F., Gillet, C., & Corbeil, P. (2011). Does lower limb preference influence gait initiation? *Gait and Posture*, 33(4), 550–555. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.01.008>
- Fimland, M. S., Moen, P. M. R., 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. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-1934-z>
- Gjellesvik, B. B. L. S. (2016). *The Bobath Concept in Adult Neurology*. Thieme.
- Hanke, T. A., & Rogers, M. W. (1992). Reliability of ground reaction force measurements during dynamic transitions from bipedal to single-limb stance in healthy adults. *Physical Therapy*, 72(11), 810–816. <https://doi.org/10.1093/ptj/72.11.810>
- Haskell, W. L., Lee, I., & Pate, R. R. (2007). Physical Activity and Public Health. *Circulation*,

- 116(9), 1081–1093. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.107.185649>
- 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*(20), 361–374.
- Hiraoka, K., Hatanaka, R., Nikaido, Y., Jono, Y., Nomura, Y., Tani, K., & Chujo, Y. (2014). Asymmetry of anticipatory postural adjustment during gait initiation. *Journal of Human Kinetics*, *42*(1), 7–14. <https://doi.org/10.2478/hukin-2014-0056>
- Huang, T. -w. P., Shorter, K. A., Adamczyk, P. G., & Kuo, A. D. (2015). Mechanical and energetic consequences of reduced ankle plantar-flexion in human walking. *Journal of Experimental Biology*, *218*(22), 3541–3550. <https://doi.org/10.1242/jeb.113910>
- Inkster, L. M., Eng, J. J., MacIntyre, D. L., & Stoessl, A. J. (2012). Leg muscle strength is reduced in PD and relates to the ability to rise from a chair. *Movement Disorders*, *18*(2), 157–162. <https://doi.org/10.1002/mds.10299>
- Jacobs, J. V., Lou, J. S., Kraakevik, J. A., & Horak, F. B. (2009). The supplementary motor area contributes to the timing of the anticipatory postural adjustment during step initiation in participants with and without Parkinson's disease. *Neuroscience*, *164*(2), 877–885. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2009.08.002>
- Jonkers, I., Stewart, C., & Spaepen, A. (2003). The complementary role of the plantarflexors, hamstrings and gluteus maximus in the control of stance limb stability during gait. *Gait and Posture*, *17*(3), 264–272. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00102-9](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00102-9)
- Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2015). Improvement of anticipatory postural adjustments for balance control: Effect of a single training session. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *25*(2), 400–405. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.11.002>
- Khanmohammadi, R., Talebian, S., Hadian, M. R., Olyaei, G., & Bagheri, H. (2015). Preparatory postural adjustments during gait initiation in healthy younger and older adults: Neurophysiological and biomechanical aspects. *Brain Research*, *1629*, 240–249. <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2015.09.039>
- Khanmohammadi, R., Talebian, S., Hadian, M. R., Olyaei, G., & Bagheri, H. (2016). Characteristic muscle activity patterns during gait initiation in the healthy younger and older adults. *Gait and Posture*, *43*, 148–153. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.09.014>
- Klous, M., Mikulic, P., & Latash, M. L. (2012). Early postural adjustments in preparation to whole-body voluntary sway. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *22*(1), 110–116. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.11.005>
- Kollmitzer, J., Ebenbichler, G. R., & Kopf, A. (1999). Reliability of surface electromyographic measurements. *Clinical Neurophysiology*, *110*(4), 725–734. [https://doi.org/10.1016/S1388-2457\(98\)00050-9](https://doi.org/10.1016/S1388-2457(98)00050-9)
- Krishnan, V., Aruin, A. S., & Latash, M. L. (2011). Two stages and three components of the

- postural preparation to action. *Experimental Brain Research*, 212(1), 47–63. <https://doi.org/10.1007/s00221-011-2694-z>
- Krishnan, V., Latash, M. L., & Aruin, A. S. (2012). Early and late components of feed-forward postural adjustments to predictable perturbations. *Clinical Neurophysiology*, 123(5), 1016–1026. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2011.09.014>
- Lelard, T., & Ahmaidi, S. (2015). Effects of physical training on age-related balance and postural control. *Neurophysiologie Clinique*, 45(4–5), 357–369. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2015.09.008>
- Lepers, R., & Brenière, Y. (1995). The role of anticipatory postural adjustments and gravity in gait initiation. *Experimental Brain Research*, 107(1), 118–124. <https://doi.org/10.1007/BF00228023>
- Lu, C., Amundsen Huffmaster, S. L., Harvey, J. C., & MacKinnon, C. D. (2017). Anticipatory postural adjustment patterns during gait initiation across the adult lifespan. *Gait and Posture*, 57, 182–187. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.06.010>
- MacKinnon, C. D., Bissig, D., Chiusano, J., Miller, E., Rudnick, L., Jager, C., ... Rogers, M. W. (2007). Preparation of Anticipatory Postural Adjustments Prior to Stepping. *Journal of Neurophysiology*, 97(6), 4368–4379. <https://doi.org/10.1152/jn.01136.2006>
- Mak, M. K. Y., Levin, O., Mizrahi, J., & Hui-Chan, C. W. Y. (2003). Joint torques during sit-to-stand in healthy subjects and people with Parkinson's disease. *Clinical Biomechanics*, 18(3), 197–206. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00191-2](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00191-2)
- Marôco, J. (2018). *Análise Estatística com o SPSS Statistics* (7ª Edição). Report Number.
- Mil-Homens, P., & Correia, P. (2004). *Electromiografia no Estudo do Movimento Humano* (Lisboa: F.d.M. Humana. Ed. ed.). Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana.
- Mizusawa, H., Jono, Y., Iwata, Y., Kinoshita, A., & Hiraoka, K. (2017). Processes of anticipatory postural adjustment and step movement of gait initiation. *Human Movement Science*, 52, 1–16. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.01.003>
- 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. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00105-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00105-1)
- Neptune, R. R., Zajac, F. E., & Kautz, S. A. (2004). Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait and Posture*, 19(2), 194–205. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00062-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00062-6)
- Patchay, S., & Gahéry, Y. (2003). Effect of asymmetrical limb loading on early postural adjustments associated with gait initiation in young healthy adults. *Gait and Posture*, 18(1), 85–94. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00167-4](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00167-4)
- Patchay, S., Gahéry, Y., & Serratrice, G. (2002). Early postural adjustments associated with gait initiation and age-related walking difficulties. *Movement Disorders*, 17(2), 317–326.

<https://doi.org/10.1002/mds.10074>

- Piscitelli, D., Falaki, A., Solnik, S., & Latash, M. L. (2017). Anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments: preparing to a postural perturbation with predictable and unpredictable direction. *Experimental Brain Research*, 235(3), 713–730. <https://doi.org/10.1007/s00221-016-4835-x>
- 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. <https://doi.org/10.1159/000083984>
- Reimann, H., Fetzrow, T., Thompson, E. D., & Jeka, J. J. (2018). Neural control of balance during walking. *Frontiers in Physiology*, 9(SEP), 1–13. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01271>
- Rigoldi, C., Galli, M., Maras, A., & Riboldazzi, G. (2016). Center of pressure displacement during gait initiation in individuals with Parkinson's disease. *Parkinsonism & Related Disorders*, 22, e69. <https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2015.10.160>
- Roldán-Jiménez, 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), 1–12. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0141675>
- Rothwell, J. C. (2012). Overview of neurophysiology of movement control. *Clinical Neurology and Neurosurgery*, 114(5), 432–435. <https://doi.org/10.1016/j.clineuro.2011.12.053>
- Saito, H., Yamanaka, M., Kasahara, S., & Fukushima, J. (2014). Relationship between improvements in motor performance and changes in anticipatory postural adjustments during whole-body reaching training. *Human Movement Science*, 37, 69–86. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2014.07.001>
- Santos, M. J., Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2010a). The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(3), 388–397. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.06.006>
- Santos, M. J., Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2010b). The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(3), 398–405. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.01.002>
- Silva, A., Sousa, A., Pinheiro, R., Ferraz, J., Tavares, J. M., Santos, R., & Sousa, F. (2013). 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*. <https://doi.org/10.3109/08990220.2012.754755>
- Silva, A., Sousa, A., Tavares, J. M., Tinoco, A., Santos, R., & Sousa, F. (2012). Ankle dynamic in stroke patients: Agonist vs. antagonist muscle relations. *Somatosensory and Motor Research*, 29(4), 111–116. <https://doi.org/10.3109/08990220.2012.715099>

- Sousa, A. (2010). Controlo postural em marcha humana: análise multifactorial, 112.
- Sousa, A. S. P., Silva, A., Santos, R., Sousa, F., & Tavares, J. M. R. S. (2013). Interlimb coordination during the stance phase of gait in subjects with stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2013.06.032>
- Sousa, A., Silva, A., & Santos, R. (2015a). Ankle anticipatory postural adjustments during gait initiation in healthy and post-stroke subjects. *Clinical Biomechanics*, 30(9), 960–965. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.07.002>
- Sousa, A., 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*. <https://doi.org/10.1123/jab.2014-0222>
- Sousa, A., Silva, A., & Tavares, J. M. (2012). Biomechanical and neurophysiological mechanisms related to postural control and efficiency of movement: A review. *Somatosensory and Motor Research*. <https://doi.org/10.3109/08990220.2012.725680>
- Sousa, A., & Tavares, J. M. R. S. (2015). Interlimb coordination during step-to-step transition and gait performance. *Journal of Motor Behavior*. <https://doi.org/10.1080/00222895.2015.1023391>
- Sternad, D. (2009). *Advances in Experimental Medicine and Biology: Progress in Motor Control* (Vol. 629). <https://doi.org/10.1007/978-0-387-77064-2>
- Wang, Y., Asaka, T., Zatsiorsky, V. M., & Latash, M. L. (2006). Muscle synergies during voluntary body sway: Combining across-trials and within-a-trial analyses. *Experimental Brain Research*, 174(4), 679–693. <https://doi.org/10.1007/s00221-006-0513-8>
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193–214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
- Yiou, E. (2012). Adaptability of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *World Journal of Orthopedics*, 3(6), 75. <https://doi.org/10.5312/wjo.v3.i6.75>
- Yiou, E., Caderby, T., Delafontaine, A., Fourcade, P., & Honeine, J.-L. (2017). Balance control during gait initiation: State-of-the-art and research perspectives. *World Journal of Orthopedics*, 8(11), 815–828. <https://doi.org/10.5312/wjo.v8.i11.815>
- Yoshida, S., Nakazawa, K., Shimizu, E., & Shimoyama, I. (2008). Anticipatory postural adjustments modify the movement-related potentials of upper extremity voluntary movement. *Gait and Posture*, 27(1), 97–102. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.02.006>

6. Anexos

6.1. Questionário de seleção e caracterização da amostra

Caro, _____

No âmbito do Projeto de Investigação Análise de componentes neuromotores em indivíduos saudáveis da Escola Superior de Saúde Instituto Politécnico do Porto sob a orientação da Professora Liliana Pinho, convidámo-lo a participar num questionário que pretende selecionar uma amostra para a realização do estudo científico.

O questionário é anónimo e serão necessários cerca de dois minutos para responder a todas as perguntas.

Gratos pela colaboração.

1. Iniciais do seu nome:

2. Sexo:

- Masculino
- Feminino

3. Data de nascimento:

___/___/_____

4. Contacto telefónico:

5. E-mail:

6. Toma alguma medicação?

- Sim
- Não

6.1. Qual? _____

7. Já foi sujeito a alguma intervenção cirúrgica?

- Sim
- Não

7.1. Qual? _____

7.2. Há quanto tempo?

- Menos de 3 meses
- 3 a 6 meses
- 6 a 12 meses
- Mais de 12 meses

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

Sim

Não

8.1. Qual? _____

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

Sim

Não

9.1. Onde? _____

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

Sim

Não

10.1. Qual? _____

10.2. Quantas vezes por semana pratica exercício físico?

1 vez por semana

2 vezes por semana

3 vezes por semana

4 vezes por semana

5 vezes por semana

6 vezes por semana

7 vezes por semana

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

Menos de 20 minutos

Cerca de 30 minutos

Mais de 30 minutos

Obrigada pela colaboração!

6.2. 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 Helsínquia" da Associação Médica Mundial (Helsínquia 1964; Tóquio 1975; Veneza 1983; Hong Kong 1989; Somerset West 1996, Edimburgo 2000; Washington 2002, Tóquio 2004, Seul 2008, Fortaleza 2013)

Designação do Estudo: Análise da Biomecânica do Tónus Postural

Eu, abaixo-assinado _____
(NOME COMPLETO). Fui informado de que o Estudo de Investigação acima mencionado se destina a analisar componentes neuromotores, em diferentes tarefas funcionais, em indivíduos sem patologia do Sistema Nervoso Central. Sei que neste estudo está prevista o preenchimento de um questionário e recolha de dados com recurso a alguns instrumentos de avaliação, tendo-me sido explicado em que consistem.

Foi-me garantido que todos os dados relativos à identificação dos participantes neste estudo são confidenciais, codificados e inseridos num sistema informático, onde só o investigador tem acesso com palavra passe, sendo sempre 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. Concordo que sejam efectuadas as avaliação que fazem parte deste estudo. Também autorizo a divulgação dos resultados obtidos no meio científico, garantindo o anonimato.

Nome dos Investigador e Contacto: Liliana Pinho, email: oliveira.lilianaraquel@gmail.com, telemóvel: 937810892

Data

__/__/__

Assinatura



6.3. International Physical Activity Questionnaire – *IPAQ* (versão curta)



Questionário Internacional de Avaliação da Actividade Física

Este questionário pretende conhecer o nível de actividade física habitual da população. As questões referem-se ao tempo que despende na actividade física numa semana. O questionário inclui questões acerca de actividades físicas que faz no trabalho, para se deslocar de um lado para o outro, actividades referentes à casa ou ao jardim e actividades que efectua no seu tempo livre para entretenimento, exercício ou desporto. As suas respostas são importantes. Por favor responda a todas as questões mesmo que não se considere uma pessoa activa.

Obrigado pela sua participação.

Ao responder às seguintes questões considere o seguinte:

- Actividade física vigorosa refere-se a actividades que requerem muito esforço físico e tornam a respiração muito mais intensa que o normal.
- Actividade física moderada refere-se a actividades que requerem algum esforço físico moderado e tornam a respiração um pouco mais intensa que o normal.

Ao responder às questões considere apenas as actividades físicas que realize durante pelo menos **10 minutos seguidos**.

1a. Durante a última semana, quantos dias fez actividade física vigorosa como levantar e/ou transportar objectos pesados, cavar, ginástica aeróbica, correr, nadar, jogar futebol ou andar de bicicleta a uma velocidade acelerada?

___ dias por semana

___ nenhum (se escolheu esta opção passe para a questão 2a)

1b Quanto tempo, no total, despendeu num desses dias, a realizar actividade física vigorosa?

___ horas ___ minutos

2a Durante a última semana, quantos dias fez actividade física moderada como levantar e/ou transportar objectos leves, andar de bicicleta a uma velocidade moderada, actividades domésticas (ex: esfregar, aspirar), cuidar do jardim, fazer trabalhos de carpintaria, jogar ténis de mesa? Não inclua o andar/caminhar.

___ dias por semana

___ nenhum (se escolheu esta opção passe para a questão 3a)

2b Quanto tempo, no total, despendeu num desses dias a realizar actividade física moderada?

___ horas ___ minutos

3a Durante a última semana, quantos dias andou/caminhou durante pelo menos **10 minutos seguidos**? Inclua caminhadas para o trabalho e para casa, para se deslocar de um lado para o outro e qualquer caminhada que possa fazer somente por recreação, desporto ou lazer.

____ dias por semana

____ nenhum (se escolheu esta opção passe para a questão 4)

3b Quanto tempo, no total, despendeu num desses dias a andar/caminhar?

____ horas ____ minutos

3c A que ritmo costuma caminhar?

____ vigoroso, que torna a sua respiração muito mais intensa que o normal

____ moderado, que torna a sua respiração um pouco mais intensa que o normal

____ lento, que não causa qualquer alteração na sua respiração

4 As últimas questões referem-se ao tempo que está sentado diariamente no trabalho, em casa, no percurso para o trabalho e durante os tempos livres. Estas questões incluem o tempo em que está sentado numa secretária, a visitar amigos, a ler ou sentado/deitado a ver televisão.

4a Quanto tempo, no total, passou sentado(a) durante um dos dias de semana (segunda-feira a sexta-feira)?

____ horas ____ minutos

4b Quanto tempo, no total, passou sentado(a) durante um dos dias de fim-de-semana (sábado ou domingo)?

____ horas ____ minutos

IPAQ (versão curta)

Participante	Caminhada		Moderada		Vigorosa		Classificação
	F (dias)	D (min)	F (dias)	D (min)	F (dias)	D (min)	
ID1	2	20	1	15	0	-	Sedentário
ID2	1	25	2	10	0	-	Sedentário
ID3	1	35	1	15	0	-	Sedentário
ID4	2	30	1	30	0	-	Sedentário
ID5	3	15	0	-	0	-	Sedentário
ID6	2	15	1	35	0	-	Sedentário
ID8	1	20	1	30	0	-	Sedentário
ID9	1	15	2	40	0	-	Sedentário
ID10	3	25	1	20	0	-	Sedentário
ID11	2	30	1	25	0	-	Sedentário
ID12	3	40	0	-	0	-	Sedentário
ID13	2	30	0	-	0	-	Sedentário
ID14	1	25	2	10	0	-	Sedentário
ID15	2	15	1	15	0	-	Sedentário
ID16	1	30	2	25	0	-	Sedentário
P6	2	35	0	-	0	-	Sedentário
P7	2	20	1	20	0	-	Sedentário
P8	3	25	0	-	0	-	Sedentário
P9	2	20	1	15	0	-	Sedentário
P11	2	15	1	35	0	-	Sedentário

F: frequência D: Duração