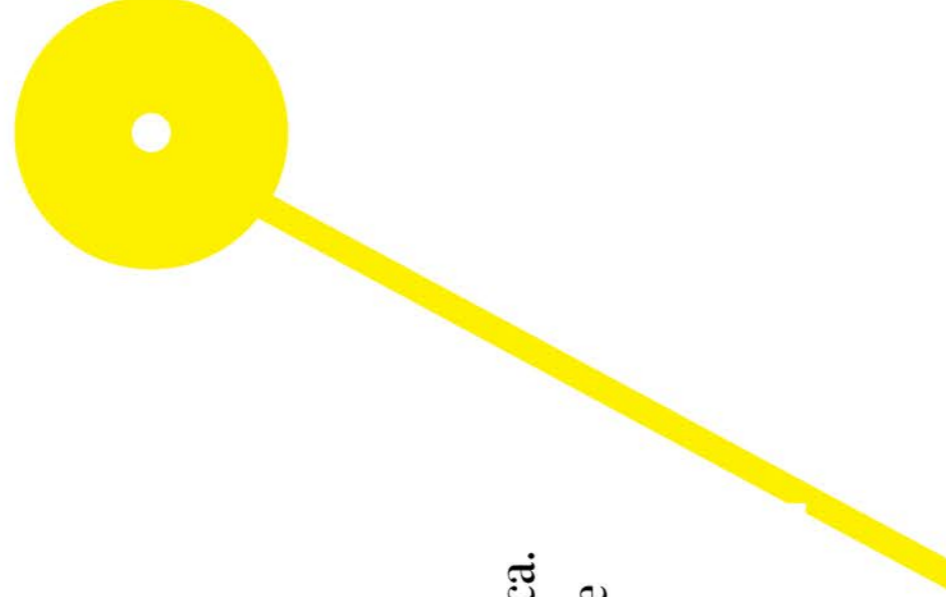


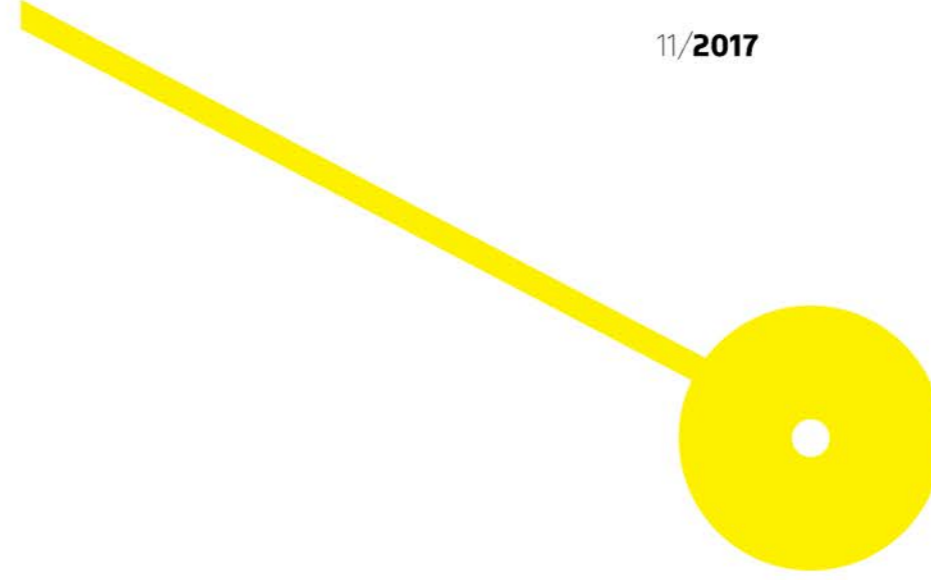
Controlo Postural da tíbio társica.
“Efeitos” da órtese do tipo ankle
foot orthoses (AFO)

Diana Andréa Cotrim



Controlo Postural da tíbio társica.
“Efeitos” da órtese do tipo ankle
foot orthoses (AFO)
Diana Andréa Cotrim

11/2017



Escola Superior de Saúde

Instituto Politécnico do Porto

Diana Andréa Cotrim

**Controlo Postural da tibia társica
“Efeitos” da órtese do tipo ankle foot
orthoses (AFO)**

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 Andréia Sousa e Professor Doutor Rubim Santos.

Novembro de 2017

Controlo Postural da tíbio társica

“Efeitos” da  rtese do tipo ankle foot orthoses (AFO)

Diana Cotrim¹, Andréia Sousa²

Rubim Santos³, Augusta Silva²

¹ESS – Escola Superior de Saúde ²ATCFT –  rea Técnico-Científica da Fisioterapia ³ATCF –  rea Técnico-Científica da Física

dianacotrim@gmail.com¹

Introdu o: No âmbito do controlo postural em tarefas funcionais, os ajustes posturais da tíbio társica dependem de um adequado *input* proprioceptivo para garantir um correto *output*. As  rteses do tipo *ankle foot orthoses*, podem interferir no *input com impacto* na ativa o dos ajustes posturais antecipatórios.

Objetivo: Verificar a influência da utiliza o da  rtese do tipo *ankle foot orthoses* nos tempos de varia o da atividade muscular, na janela temporal dos ajustes posturais antecipatórios dos músculos tibial anterior, solear e gastrocn mio medial, de ambos os membros inferiores, nas tarefas funcionais sentado para de p , de p  para sentado e início da marcha em sujeitos saudáveis. **Métodos:** Oito participantes saudáveis e sedentários foram avaliados nas sequências de movimento sentado para de p , de p  para sentado e início da marcha em dois momentos, sem e com a  rtese do tipo *ankle foot orthoses*, após a sua utiliza o durante o período de uma hora. Em ambos os momentos foi recolhida, com recurso   eletromiografia de superfície, a atividade muscular dos músculos TA, SOL e GM nos dois membros inferiores. **Resultados:** Foi possível observar uma modifica o dos tempos de varia o da atividade dos músculos tibial anterior, solear e gastrocn mio medial em todas as tarefas funcionais avaliadas, caracterizando-se tendencialmente por um atraso no comportamento dos ajustes posturais antecipatórios da tíbio társica em ambos membros inferiores, sendo mais evidente no membro homolateral ao uso da  rtese do tipo *ankle foot orthoses*. **Conclusão:** Face   utiliza o da  rtese do tipo *ankle foot orthoses* foi possível observar uma tendência para um atraso na varia o da atividade dos músculos tibial anterior, solear e gastrocn mio medial (homolateral e contralateral), nas sequências de movimento de sentado para posi o de p , de p  para sentado e início da marcha.

Palavras-chave: Ajustes posturais antecipatórios;  rtese tíbio társica; Controlo postural; Eletromiografia.

Abstract

Background: In the context of postural control in functional tasks, postural adjustments of the ankle depend on an adequate proprioceptive input to ensure a correct output. Ankle foot orthoses may interfere with the input with an impact on the activation of anticipatory postural adjustments. **Aim(s):** Check ankle foot orthoses use influence in muscle activity time variation in anticipatory postural adjustments temporal window of tibialis anterior, solear and medial gastrocnemius muscles of both lower limbs, in the functional tasks sit to stand, stand to sit and gait initiation in healthy subjects. **Methods:** Eight healthy and sedentary participants were evaluated in the movement sequences sit to stand, stand to sit and gait initiation in two moments, without and with ankle foot orthoses, within one hour interval. In these two moments, tibialis anterior, solear and medial gastrocnemius muscular activities, in both lower limbs, was collected using surface electromyography. **Results:** According to the obtained results it was possible to observe a time variation modification of tibialis anterior, solear and medial gastrocnemius muscles activities in all functional tasks evaluated, characterized by ankle in both lower limbs APA's behavior delay, more evident in the homolateral member using ankle foot orthoses. **Conclusion:** Using ankle foot orthoses, it was possible to observe a times variation tendency of tibialis anterior, solear and medial gastrocnemius muscles activities (homolateral and contralateral) in sequence movements sit to stand, stand to sit, and gait initiation.

Keywords: Anticipatory postural adjustments; Ankle Foot Orthoses; Postural Control; Electromyography.

1 Introdução

Todas as ações motoras dependem de um adequado controlo postural, (CP) definido do ponto de vista neuro funcional, como mudanças no padrão de ativação muscular em resposta ou em antecipação às perturbações do centro de massa em relação aos limites da base de suporte (Klous, Mikulik & Latash, 2012). Esta complexa função é considerada um pré-requisito fundamental para a mobilidade exigida em programas motores como a marcha, sequência de sentado para de pé, e de pé para sentado (Kim, Lee, Yu, & Hong, 2015)

No âmbito do CP destacam-se os ajustes posturais antecipatórios (APA's) descritos como a variação da atividade dos músculos posturais em preparação a uma ação auto-iniciada (Piscitelli *et al.* 2017). Já há mais de 50 anos que os APA's são estudados, desde que foram descritos pela primeira vez no estudo original de Belenkiy *et al.* (1967). Estes podem ser avaliados através da amplitude do sinal eletromiográfico, bem como pelo seu respetivo tempo de variação da ativação muscular (Silva *et al.* 2012^a; Khemlani *et al.* 1999; Dehail *et al.*, 2007).

Relativamente à janela temporal em que estes ocorrem é importante referir que autores consideram os 100 ms antes do evento motor (Aruin *et al.*, 1998; Aruin 2002; Schumway-Cook & Woollacott 2007), enquanto outros autores consideram os 250 ms antes do mesmo (Shiratori & Latash, 2001) até 50 ms após o evento.

Em tarefas funcionais, como o início da marcha, e a capacidade de realizar a sequência de sentado para de pé e vice-versa, a musculatura da tíbio-társica assume um papel fundamental no âmbito dos APA's para o sucesso da performance destas atividades de vida diária (Kanekar & Aruin, 2014). Esta especificidade traduz-se na modulação da atividade muscular, a par da capacidade de a recrutar, fundamental na transição entre sequências de movimento (Crenna & Frigo, 1991). De facto, na transição da posição de pé para a posição de sentado, a modulação da resposta extensora, evidenciada através da diminuição da atividade do músculo solear, é fundamental para que possam ser recrutados componentes flexores nos membros inferiores (Roy, *et al.*, 2006). Semelhante comportamento neuro-motor é observado no início da marcha e na sequência de sentado para de pé, onde o sistema nervoso com base no *input* proprioceptivo garante um output específico do córtex motor (área 6) (Yoshida *et al.*, 2008; Jacobs *et al.*, 2009; Chang, *et al.*, 2010) e cerebelo (Rothwell,

2009), para a formação reticular (Drew, Prentice, & Schepens, 2004; Takakusaki, 2013), fundamental para a ativação de mecanismos neurofisiológicos de inervação recíproca. Este *input* que serve de base para a ativação dos APA's depende da capacidade de recolha de informação dos recetores periféricos, como os fusos neuromusculares e órgãos tendinosos de *Golgi* (OTG), que dependem do nível de atividade muscular (Aruin & Shiratori, 2003; Raine, Meadows, & Lynch- Ellerington, 2009; Gjelsvik & Syre, 2016).

Em indivíduos que sofreram acidente vascular encefálico (AVE) no território da artéria cerebral média (ACM) foram já encontrados resultados que apontam no sentido da disfunção do CP no âmbito dos APA's (Silva *et al.*, 2012^b; Silva *et al.*, 2013), assim como alterações da capacidade de realizar marcha (Sousa *et al.*, 2013; Chen *et al.*, 2005; Neptune *et al.*, 2011; Lamontagne *et al.*, 2002), entre outros.

Esta marcada alteração nesta tarefa funcional tem servido de justificação para a prescrição médica de ortóteses com o objetivo de aumentar a estabilidade mecânica da articulação da tibia-társica. O modelo mais conhecido é o de polipropileno em formato L, que mantém o tornozelo próximo à posição neutra para auxiliar a elevação do pé durante a fase de balanço e envolve o tornozelo durante a fase de apoio (Cakar *et al.*, 2010; Nair *et al.*, 2010). A referência às vantagens da utilização desta órtese tem sido uma constante ao longo dos anos (Chen *et al.*, 1999; De Witt *et al.*, 2004; Gok *et al.*, 2003; Pohl & Mehrholz., 2006; Simons *et al.*, 2009), relativas às características cinemáticas da marcha como cadência, comprimento do passo, velocidade da marcha e mobilidade. No entanto, se considerarmos que a regulação da atividade do músculo solear, prévio à ativação do tibial anterior, está dependente do *input* para o SNC é relevante questionar se a presença dessa órtese, que condiciona e interfere com a deslocação da carga sobre o retro-pé não interfere também com a regulação neural entre músculos fundamentais para a ativação dos APA's nas diferentes tarefas funcionais bem como regulação entre membros.

Portanto é válido questionar se a presença de algum fator externo, como uma órtese do tipo AFO (*ankle-foot-orthoses*) que reduz o *input* aferente para o sistema nervoso central não provocará repercussões na organização do CP

Sendo assim, este estudo tem como objetivo verificar a influência da utilização da ortótese AFO nos tempos de variação da atividade muscular, na janela temporal dos APA's dos músculos tibial anterior, solear e gastrocnémio medial, de ambos os membros inferiores,

nas tarefas funcionais sentado para de pé, de pé para sentado e início da marcha em sujeitos saudáveis.

2 Métodos

2.1. Participantes

Foram selecionados 8 sujeitos saudáveis do sexo feminino (tabela I) e considerados sedentários de acordo com Centro de Controlo de Doenças do American College of Sports Medicine (Thompson., 2001). Foi assegurado que os participantes não apresentavam histórico de lesões músculo-esqueléticas nos últimos seis meses e/ou intervenção cirúrgica aos membros inferiores (Cheng *et al.*, 2004; Dehail *et al.*, 2007), presença de lesões neurológicas anteriores, efeito de medicação que interferisse com o estudo (Sousa *et al.*, 2010; Silva *et al.*, 2012^b; Silva *et al.*, 2013), e o uso de órteses (Yanohara *et al.*, 2014).

Tabela I: Estatística descritiva para caracterização da amostra, com média e DP para valores de idade, altura, peso e índice de massa corporal (IMC):

	Média	Desvio padrão
Idade (anos)	27	5
Altura (cm)	171	0,05
Peso (Kg)	64,6	6,7
IMC	21,5	1,1

Este estudo foi submetido ao comitê de ética local e implementado de acordo com a Declaração de Helsinki.

2.2 Instrumentos

2.2.1 Eletromiografia de Superfície

Para o registo da atividade eletromiográfica foi utilizado um eletromiógrafo de superfície do sistema wireless BioPlux Research (Plux[®] Lda., Portugal) com impedância de entrada de 100MΩ e 110 dB. Os elétrodos adesivos Dahlausen 505 de cloreto de prata (AgCl), de tamanho de 10 mm e forma circular, com uma configuração bipolar e distância de 20 mm entre as duas superfícies de deteção (Correia & Mil-Homens, 2004; Loram & Lakie, 2002). O medidor Noraxon será utilizado para avaliação da impedância cutânea

(Noraxon[®], Scottsdale Arizona) (Correia & Mil-Homens, 2004). Os sinais EMG foram analisados no Analysis Software Acqknowledge[®] versão 3.9 (sampling: 1000 Hz) (BIOPAC Systems, Inc., Goleta, USA).

2.2.2 Plataformas de Forças

Para registo das forças de reação ao solo foram utilizadas duas plataformas de forças Bertec[®] de 600 mm de comprimento e 400 mm de largura, embutidas no solo (Bertec Corporation, modelo FP4060-10 e FP4060- 08, com sede em 6185 Huntley Road, Suite B, Columbus, OH 43229, EUA), conectadas a um amplificador Bertec AM 6300 com uma frequência de amostragem de 100Hz. O amplificador encontrava-se ligado a um conversor analógico/digital de 16 bits (Biopac). Os valores de força foram normalizados de acordo com o peso de cada participante (Turns, Neptune, & Kautz, 2007), os dados das plataformas foram adquiridos através do sistema Qualisys Track Manager (Qualisys AB, com sede em Packhusgatan 6, Gothenburg – Sweden) (Sousa, Silva, & Santos, 2015), e os sinais obtidos foram processados através do Software Acqknowledge, versão 3.9.0.

2.3 Procedimentos

2.3.1 Avaliação

O processo de avaliação decorreu em dois momentos, um momento inicial (sem tala) e um posterior a este (com tala), com o intervalo de uma hora entre eles. Todos os procedimentos foram realizados num ambiente calmo, com temperatura agradável, boa iluminação e com o mínimo de agentes perturbadores (Abolhasani *et al.*, 2012). Previamente foi dada uma breve explicação a cada participante quanto aos objetivos do estudo e procedimentos que seriam realizados, permitindo também que expusessem as suas dúvidas.

2.3.2 Preparação: Imediatamente antes da colocação dos elétrodos, a superfície da pele foi preparada (depilada e aplicada sobre a mesma álcool e esponja abrasiva para remover as células mortas e elementos não condutores) para reduzir a impedância para um nível igual ou inferior à 5 k Ω (Correia *et al.*, 1993; Cheng *et al.*, 2004). Os elétrodos foram colocados de acordo com as seguintes referências anatômicas (Tabela II) conforme ilustrado na Figura 1.

Tabela II: Referências anatômicas para colocação dos eletrodos. A localização do eletrodo era confirmada por palpação do ventre muscular com o sujeito na posição de teste, sendo que os eletrodos eram colocados na área mais proeminente.

Músculo	Colocação do eletrodo
Tibial anterior	1/3 na linha entre o topo da tíbia e o topo do maléolo medial
Gastrocnêmio medial	No ponto mais proeminente da protuberância do músculo
Solear	2 cm distal da borda inferior do ventre muscular do gastrocnêmio medial e 2 cm posterior à linha média
Eletrodo terra	Centro da patela

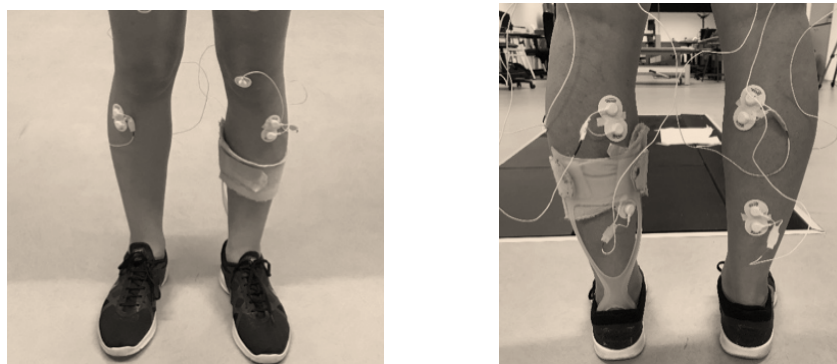


Figura 1: Colocação dos eletrodos autocolantes conforme as referências anatômicas descritas na tabela II.

2.3.2 Aquisição de Dados

Previamente ao início das recolhas foi referido qual o comando verbal para a realização das tarefas e foi também solicitado que os participantes as realizassem à sua velocidade habitual sem utilizar os membros superiores ou mover os pés entre as repetições (Dubost *et al.*, 2005) enquanto mantinham uma referência visual a cerca de 2 metros de distância (Silva *et al.*, 2012^a). Foram realizadas as repetições necessárias de modo a obter três ensaios válidos tendo sido garantido um intervalo de pelo menos um minuto entre as repetições (Camargos, Rodrigues-de-Paula-Goulart, & Teixeira-Salmela, 2009; Silva *et al.*, 2012^a; Sousa, Silva, & Santos, 2015). O sinal de EMG foi recolhido de ambos os membros e em simultâneo, tendo sido verificada a qualidade do sinal (Correia & Mil-Homens, 2004). Foram tidas considerações específicas para cada uma das tarefas:

Na sequência de movimento de sentado para a posição de pé (figura 2) foi tido em consideração a posição de partida com os seguintes pressupostos: 1) posição de sentado sem apoio do tronco e com os membros superiores ao longo do corpo; 2) 2/3 do fêmur em contato com a superfície de apoio; 3) altura do assento ajustada a 100% do comprimento da perna.

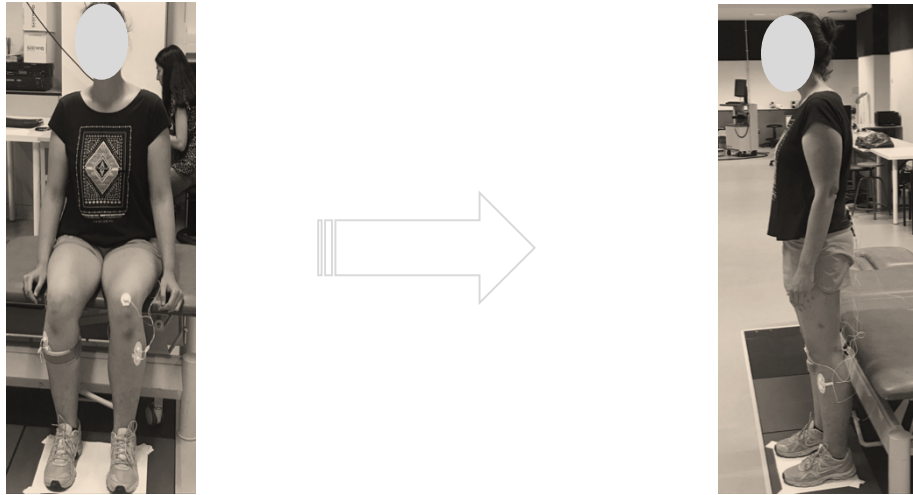


Figura 2: Recolha da EMG na sequência de movimento sentado para de pé com os dois pés do sujeito na plataforma de força e com a mesma base de suporte durante as 3 tentativas.

Na sequência de movimento da posição de pé para sentado (figura 3) cada participante assumiu a posição de pé, com os membros superiores ao longo do corpo, sendo solicitado que mantivesse esta posição durante 60 segundos (Dubost *et al.*, 2005; Duarte & Freitas, 2010).

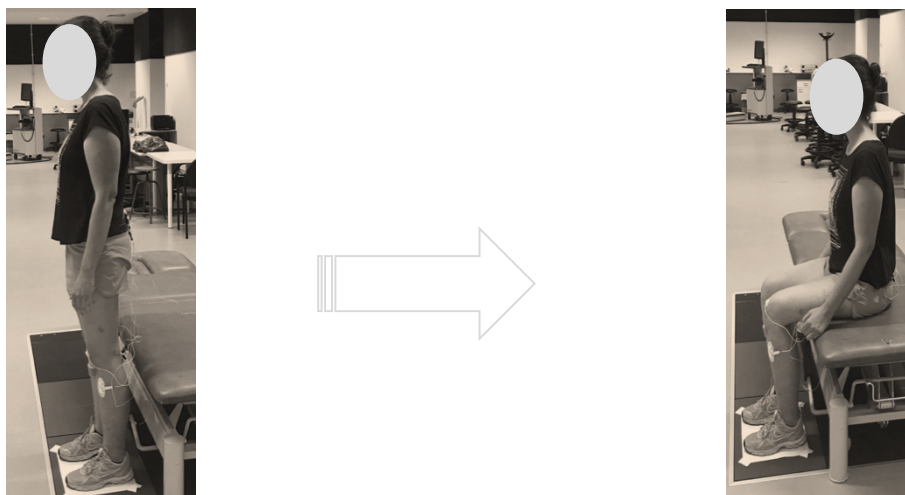


Figura 3: Recolha da EMG na sequência de movimento de pé para sentado com os dois pés do sujeito na plataforma de força e com a mesma base de suporte durante as 3 tentativas.

A recolha do início da marcha (figura 4) foi precedida de uma recolha na posição de pé, com os membros superiores ao longo do corpo e os dois pés na plataforma pelo período de 60 segundos (Burnett *et al.*, 2011; Sousa, Silva, & Santos, 2015). O membro com o qual cada participante iniciou a marcha foi auto-selecionado, não tendo sido dadas instruções específicas de forma a não condicionar a tarefa (Dessery *et al.*, 2011; Sousa, Silva, & Santos, 2015).



Figura 4: Recolha da EMG na sequência de movimento início da marcha com os dois pés do sujeito na plataforma de força e com a mesma base de suporte durante as 3 tentativas.

Previamente às recolhas, todos os participantes puderam ambientar-se com os respetivos materiais de recolha (Krishnan, Latash, & Aruin, 2012).

Para a realização dessas tarefas usaram uma roupa confortável e um calçado standard com solas de 1 cm (Kim *et al.*, 2011). Foram avaliados com e sem a órtese AFO sólida de polipropileno em formato L (figura 5), utilizada em um membro aleatório. Para cada indivíduo foi certificado que a órtese terminava ao nível da cabeça dos metatarsos e que o calcâneo não se deslocava no sentido vertical. Todos tiveram oportunidade de utilizarem a órtese por 1 hora antes da segunda recolha dos dados (Tyson & Rogerson., 2009). Durante esse período realizaram cinco repetições da tarefa funcional de sentado para de pé e vice-versa à cada 10 minutos e foram instruídos a caminhar 5 metros (o mesmo percurso do teste) também a cada 10 minutos, realizando no total 30 repetições da primeira tarefa funcional e mais 6 percursos de treino de marcha. Como demonstrado por Xu *et al.*, 2014, é possível induzir neuroplasticidade, através do aumento dos potenciais de ação evocados no córtex motor primário, mesmo após uma intervenção de curta duração (15 min). No entanto, é

necessário um período superior a quatro semanas para que seja possível consolidar novas projeções sinápticas (Ramos- Murguialday *et al.*, 2013 e Pichiorri *et al.*, 2011).

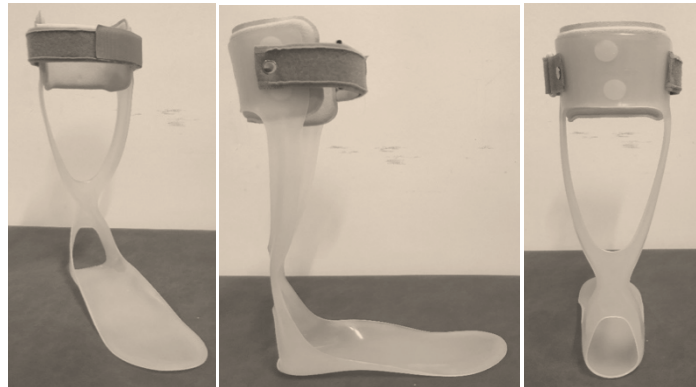


Figura 05: Modelo de uma das órteses AFO sólida de polipropileno em formato L utilizada durante as recolhas.

2.3.3 Processamento dos dados

EMG – Tempos de ativação/inibição do TA, SOL e GM nas tarefas funcionais.

Os dados da eletromiografia foram sincronizados com os dados da plataforma de forças, com recurso a uma rotina desenvolvida para o software Matlab (MathWorks®, Madrid, Spain), sendo posteriormente processados através do software de análise Acqknowledge® (versão 3.9). Foi aplicado um filtro Butherworth de segunda ordem ao sinal EMG com um um band-pass filter entre 20 e 450Hz tendo sido calculado o root mean square (RMS) numa janela deslizante de 100 amostras. Também se aplicou um filtro low pass Butherworth de segunda ordem de 20Hz ao sinal do centro de pressão (Lamontagne, Richards, & Malouin, 2000; Lamontagne, Malouin, & Richards, 2001; Billot *et al.* 2010).

O início das sequências de movimento, com recurso às plataformas de força, foi identificado através do componente ântero-posterior do centro de pressão. Utilizou-se o vetor deste componente para determinar o início do movimento das sequências (T0). Este foi definido como o intervalo de tempo com duração mínima de 50 ms durante o qual o valor do componente ântero-posterior era superior ou inferior (Bishop *et al.* 2005) à média do seu valor basal mais 3 desvios padrão (M+3DP) (Sousa, Silva, & Santos, 2015).

No cálculo do tempo de variação (ativação/inibição) do TA, SOL e GM foi considerado o intervalo de -450 a -500 ms em relação a T0 para análise da atividade muscular

basal, através do cálculo da média e desvio padrão. O início da ativação muscular foi definido como o intervalo de tempo, de pelo menos 50 ms, em que o valor do sinal se manteve acima da soma da atividade basal em três desvios padrão. Por outro lado, o início da inibição muscular quando o sinal atingiu um valor menor ou igual à média menos três vezes o desvio padrão, com uma duração de pelo menos 50 ms (Sousa, Silva, & Santos, 2015). Posteriormente foi calculada a média dos valores obtidos em três ensaios válidos (Fotoohabadi, Tully & Galea, 2010; Iyengar *et al.*, 2014; Kong, Jeong & Kim, 2015).

A janela temporal definida para os APA's neste estudo teve por base o estudo (Shiratori & Latash, 2001) onde o período denominado para os APA's compreende os - 250 ms antes do início do movimento até 50 ms depois de T0.

Todos os procedimentos foram executados para cada tentativa, tendo a média aritmética dos valores obtidos para cada variável em três tentativas satisfatórias. A aquisição de dados foi sempre realizada pelo mesmo investigador para garantir a reprodutibilidade da técnica e reduzir a subjetividade.

2.4 Ética

O presente estudo foi integrado no projeto “Reorganização do Controlo Postural”, pelo que todas as questões éticas foram previamente avaliadas e aprovadas pela Comissão de Ética da ESSP, bem como o pedido de autorização à Presidência da ESSP e ao diretor do Centro de Estudos de Movimento e Atividades Humana (CEMAH) para a utilização das instalações e dos materiais. De acordo com a Declaração de Helsínquia, todos os participantes consentiram voluntariamente a sua participação neste estudo. Foram informados e esclarecidos acerca dos objetivos e garantida a privacidade e confidencialidade dos dados assim como a possibilidade de desistência em qualquer momento do estudo.

2.5 Estatística

Os dados recolhidos foram analisados através do software Statistic Package Social Science (SPSS) da Companhia IBM (USA). A mediana e o desvio interquartil foram utilizados para análise descritiva.

Foi aplicado o teste não paramétrico de Wilcoxon Signed Rank para amostras relacionadas em todas as tarefas avaliadas para comparar o tempo de ativação entre o

membro com e sem a órtese nos dois momentos da avaliação (Marôco, 2010). Diferenças com um $p < 0.05$ foram consideradas estatisticamente significativas.

3 Resultados

De acordo com os resultados obtidos foi possível observar uma modificação dos tempos de variação da atividade dos músculos TA, SOL e GM em todas as tarefas funcionais avaliadas, caracterizando-se tendencialmente por um atraso no comportamento dos APA's da tábica em ambos membros inferiores, sendo mais evidente no membro homolateral ao uso da órtese AFO.

Na seqüência de movimento de sentado para de pé, com a órtese foi observado um atraso no tempo de variação da atividade dos músculos avaliados, sobretudo na resposta do SOL e do GM homolateral. O comportamento no membro contralateral também sofreu alterações com a tala conforme demonstrado na figura 6:

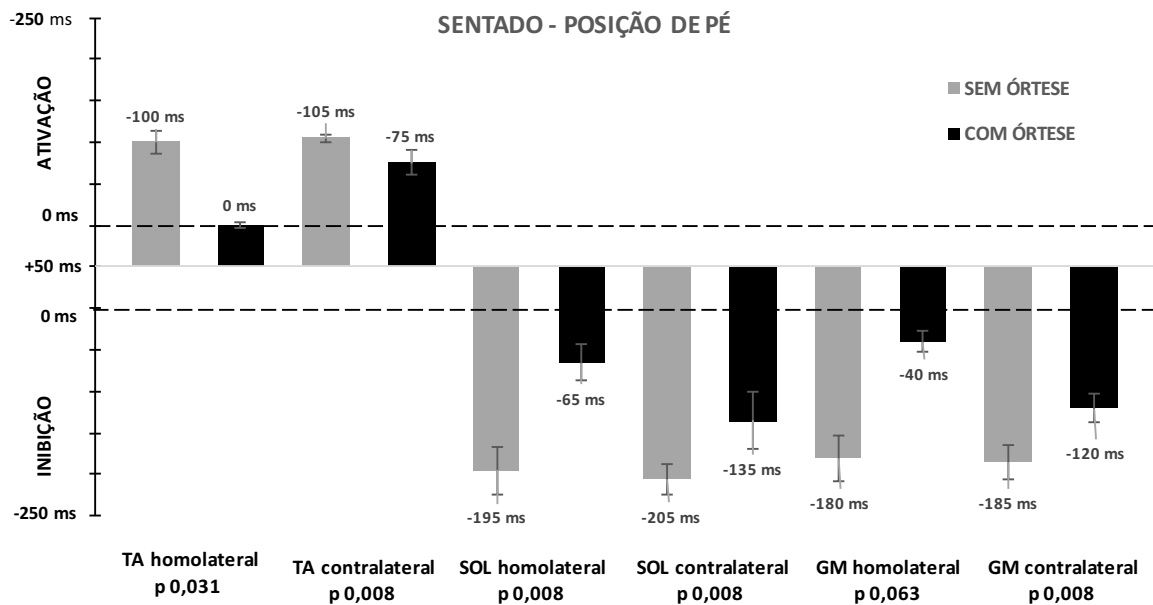


Figura 6: Comparação dos tempos de ativação/inibição do SOL, TA e GM durante a seqüência de movimento sentado para de pé sem e com a órtese AFO

Na seqüência de movimento de pé para sentado, verificam-se maiores alterações no comportamento do TA homo e contralateral caracterizando a maior diferença encontrada no tempo de variação da atividade desses músculos em específico (figura 7).

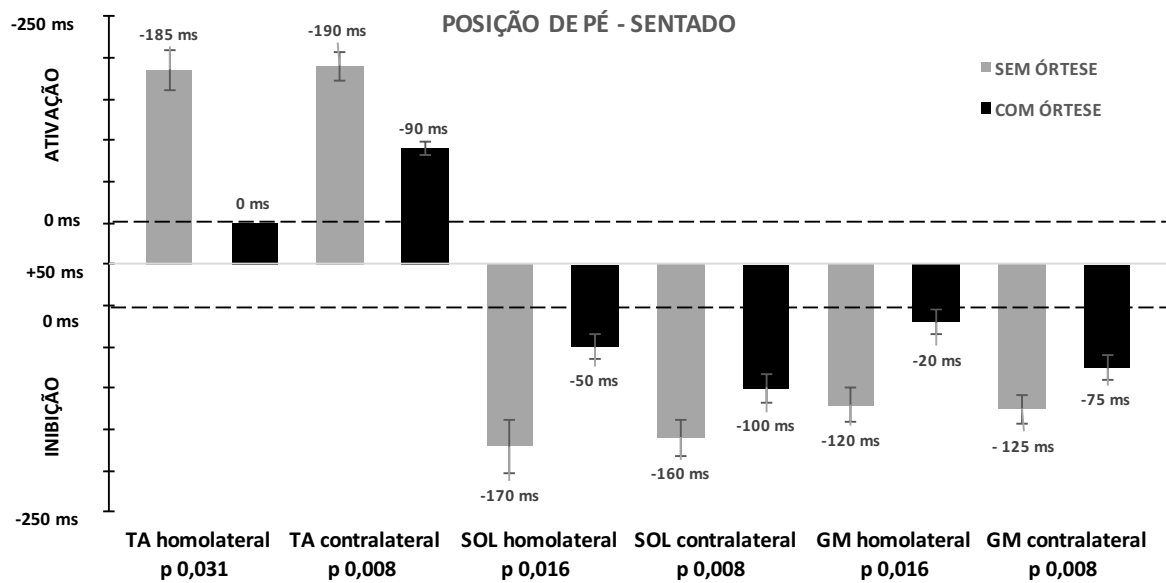


Figura 7: Comparação dos tempos de ativação/inibição do SOL, TA e GM durante a sequência de movimento de pé para sentado sem e com a órtese AFO

No início da marcha, as alterações encontradas foram predominantemente observadas no membro homolateral ao uso da tala conforme ilustrado no figura 8.

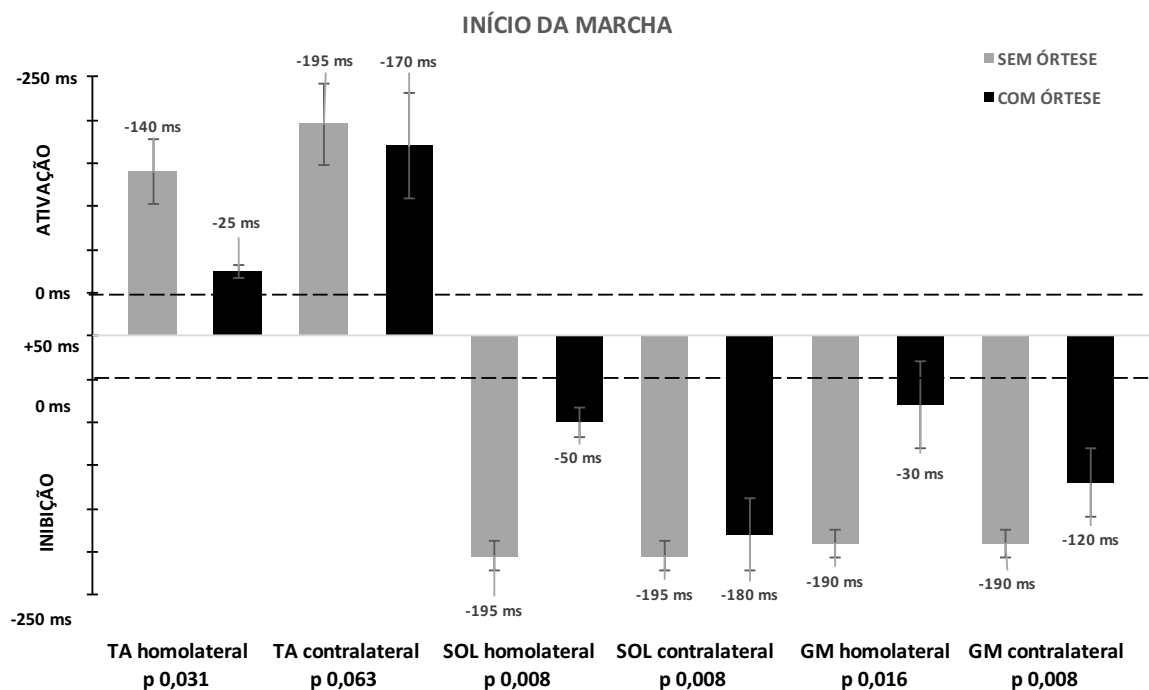


Figura 8: Comparação dos tempos de ativação/inibição do SOL, TA e GM no início da marcha sem e com a órtese AFO

4 Discussão

O objetivo deste estudo foi verificar as alterações no comportamento e nos tempos de variação da atividade muscular dos músculos TA, SOL e GM na janela temporal dos APA's da tíbio társica em sujeitos saudáveis face à utilização da órtese AFO. Os resultados confirmaram alterações nos tempos de variação da atividade de todos os músculos em estudo, nas tarefas funcionais avaliadas, em ambos os hemisferos. Estes resultados podem justificar-se tendo em consideração que o SNC usa modelos internos para se adaptar e ajustar a perturbações externas, servindo-se assim dos APA's para esse efeito (Aruin, 2002; Shumway-Cook & Woollacott, 2012). Entretanto, para que isso ocorra de forma harmoniosa, é preciso que os músculos tónicos posturais, nesse caso o SOL, tenham sua atividade modulada, dependendo sobretudo das aferências periféricas que chegam através das fibras tipo II e Ib ao SNC. De acordo com Brodal (2010), a formação reticular recebe esse *input* do córtex via corticoreticular, e envia projeções para neurónios motores que inervam a musculatura axial e extensora nos membros inferiores, através dos sistemas ventro mediais, estando relacionado com níveis elevados do CP (Silva *et al*, 2015).

Se considerarmos a importância que os pés têm enquanto referência proprioceptiva nos conjuntos posturais ortostático e sentado (Holland & Lynch-Ellerington, 2009), percebemos que a tala pode condicionar essa fonte de *input* sensorial comprometendo assim o correto *output*. Tal cenário foi descrito na investigação conduzida por Kim *et al.*, (2011) a qual demonstrou que o uso de sapatos com salto alto interferem com a amplitude e os tempos de ativação eletromiográfica do TA e do SOL, uma vez que distorcem e alteram a mecânica de distribuição do peso nas plantas dos pés. Com a diminuição das aferências dos músculos extensores da tíbio társica observaram-se diferentes tempos de ativação do TA entre as sequências de movimento, sobretudo na transição sentado para de pé, pela diminuição da deslocação de carga sobre o retro pé, tal como acontece com a utilização da tala. De fato, este condicionamento mecânico que a tala induz pode interferir com as variações da relação comprimento/tensão dos músculos flexores plantares, podendo diminuir o *input* para o cerebelo. Assim, o *input* para esta estrutura é importante na medida em que pode influenciar vários segmentos corporais no âmbito do CP e, mais especificamente, nos APAs (Bengtsson & Hesslow, 2006; Gjelsvik, 2008; Haines, 2008).

Esta hipótese é reforçada através de estudos que investigaram a influência da órtese AFO na propulsão, medida através da força de reação do solo no sentido antero posterior e

o intervalo pico a pico do momento angular do corpo da marcha (Vistamehr *et al.*, 2014; Abe *et al.*, 2009; Cakar *et al.*, 2010). Estes, concluíram que essa tala exerce efeitos adversos nas variáveis consideradas, devido à limitação da amplitude de movimento da tíbio társica. Para além disso, também consideraram que as tarefas que exigem uma correta ativação dos flexores plantares têm a sua performance limitada com o uso da tala devendo a prescrição das mesmas ser criteriosamente considerada pelos profissionais da saúde.

Embora os efeitos da utilização da órtese AFO sejam discutidos na literatura já há muito tempo (Corcoran *et al.*, 1970; De Wit *et al.*, 2004; Gok *et al.*, 2003; Hesse *et al.*, 1999; Simons *et al.*, 2009; Wang *et al.*, 2005), o impacto desta no controlo postural ainda não tinha sido considerado até então, nomeadamente, através do estudo de variáveis diretamente relacionadas com esta função. Os resultados obtidos por esses autores evidenciaram o impacto positivo do uso da órtese AFO no que concerne aos aspetos cinemáticos da marcha, utilizando como variáveis em seus estudos, o equilíbrio (avaliado pela Berg Balance Scale), a velocidade na marcha (teste de caminhada 5 m), a mobilidade (através do teste Up and Go) e o comprimento do passo (nos primeiros estudos avaliados com pegadas de tinta num rolo de papel e mais recentemente através de sistemas de captura do movimento tridimensional).

No entanto, outros investigadores demonstraram interesse sobre o possível impacto da órtese AFO na atividade muscular dos membros inferiores, sobretudo em adultos pós AVE (Hesse *et al.*, 1999; Miyazaki *et al.*, 1997; Yamamoto *et al.*, 1993) e passaram a avaliar durante a marcha, para além das variáveis cinemáticas citadas anteriormente, a atividade eletromiográfica dos músculos quadríceps, tibial anterior e gastrocnémio medial. Com os resultados obtidos observaram uma influência positiva na velocidade da marcha e na cadência dos passos, tal como já havia sido descrito na literatura, contudo, verificaram que o uso da órtese diminuía a duração da fase de duplo apoio e aumentava a duração da fase de apoio unipodal no membro contralesional (possivelmente por oferecer maior sensação de segurança ao sujeito). No que toca à atividade EMG observaram tendência no aumento do nível de atividade do quadríceps (sobretudo vasto interno no início da fase de apoio) e diminuição do TA comparado com a avaliação prévia sem a órtese. O aumento da atividade do m. vasto interno pode ser uma estratégia no sentido de aumentar a absorção de energia (*load response*) no contato inicial ao solo já que o TA apresentava-se menos responsivo. Salientaram também a possibilidade do uso da órtese encorajar uma dependência prolongada

o que pode levar ao desuso dos músculos da tíbio társica, particularmente os dorsiflexores, atrasando significativamente a recuperação funcional do paciente.

De reforçar que os estudos que concluíram que a órtese AFO desempenha um papel positivo na velocidade da marcha e na cadência dos passos, consideraram também que o uso da mesma representa uma limitação aos flexores plantares durante a fase terminal de apoio, por gerar um momento muito pequeno comparado com o momento ativo da tíbio társica na direção da flexão plantar. Esta combinação de resultados positivos e negativos decorrentes da utilização da ortótese, leva-nos a questionar se a velocidade da marcha terá sido resultado da atividade dos músculos gastrocnêmios na medida em estes são os principais músculos responsáveis por essa sub fase.

Os resultados deste estudo a par da evidência que suporta o fato de que os indivíduos com acidente vascular encefálico possam apresentar alterações no âmbito do controlo postural (Silva et al., 2012^a; Silva et al., 2013) e em particular dos APA's (Sousa et al., 2015; Aruin & Shiratori, 2003; Ruget et al., 2008), justificam o desenvolvimento futuro de investigações que contemplem os efeitos da órtese AFO nessa população específica, uma vez que eles são parte do público alvo dessas talas.

5 Conclusão

Face à utilização da órtese AFO foi possível observar alteração nos tempos de variação da atividade dos músculos TA, SOL e GM (homolateral e contralateral), nas sequências de movimento de sentado para posição de pé, de pé para sentado e início da marcha..

6 Agradecimentos

Aos participantes, que colaboraram voluntariamente, aos colegas e professores do CEMAH pela ajuda inestimável e à prof^a Doutora Augusta Silva pelos momentos de partilha, o meu MUITO OBRIGADA.

7 Referências Bibliográficas

Abe, H., Michimata, A., Sugawara, K., Sugaya, N., Izumi, S., (2009). Improving gait stability in stroke hemiplegic patients with a plastic ankle-foot orthosis. *Tohoku J. Exp. Med.* 218 (3), 193–199.

- Abolhasani, H., Ansari, N., Naghdi, S., Mansouri, K., Ghotbi, N., & Hasson, S. (2012). Comparing the validity of the Modified Modified Ashworth Scale (MMAS) and the Modified Tardieu Scale (MTS) in the assessment of wrist flexor spasticity in patients with stroke: protocol for a neurophysiological study. *BMJ Open*.
- Aruin, A.S. & Latash, M.L. (1995). The role of motor action in anticipatory postural adjustments studied with self-induced and externally triggered perturbations. *Exp Brain Res*, 106, 291–300
- Aruin, AS., Forrest, WR., Latash, ML. (1998). Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol/Electromyogr Mot Control* 109(4):350–359.
- Aruin, A. (2002). The organization of anticipatory postural adjustments. *Journal of Automatic Control*, 12, 31-37.
- Aruin, A., & Shiratori, T. (2003). Anticipatory postural adjustments while sitting: The effects of different leg supports. *Experimental Brain Research*, 151(1), 46-53.
- Belenkiy, V.Y., Gurfinkel, V.S. & Pal'tsev, Y.I. (1967). Elements of control of voluntary movements. *Biofizika*, 10,135–141
- Bengtsson, F., & Hesslow, G. (2006). Cerebellar control of the inferior olive. *Cerebellum*, 5 (1), 7-14.
- Billot, M., Simoneau, E., Van Hoecke, J., & Martin, A. (2010). Coactivation at the ankle joint is not sufficient to estimate agonist and antagonist mechanical contribution. *Muscle & Nerve*, 41(4), 511-518.
- 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 Parkinson's disease. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 20 (1), 112–117.
- Brodal, P. (2010). *The central Nervous System*. Fifth edition, Oxford.
- Burnett, D., Campbell- Kyureghyan., N., Cerrito, P., & Quesada, P. (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.
- Cakar, E., Durmus, O., Tekin, L., Dincer, U., Kiralp, M.Z., (2010). The ankle–foot orthosis improves balance and reduces fall risk of chronic spastic hemiparetic patients. *Eur.J. Phys. Rehabil. Med.* 46 (3), 363–368.
- Camargos, A., Rodrigues - de - Paula - Goulart, F., & Teixeira - Salmela, L. (2009). The effects of foot position on the performance of the sit - to - stand movement with chronic stroke subjects. *Arch Phys Med Rehabil*, 90(2), 314 – 319.
- Chang, W., Tang, P., Wang, Y., Lin, K., Chiu, M. & Chen, S. (2010). Role of the premotor cortex in leg selection and anticipatory postural adjustments associated with a rapid stepping task in patients with stroke. *Gait Posture*, 32 (4), 487–493.

Chen, C.L., Yeung, K.T., Wang, C.H., Chu, H.T. & Yeh, C.Y. (1999). Anterior anklefoot orthosis effects on postural stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 80,1587-1592.

Chen, G., Patten, C., Kothari, D.H. & Zajac, F.E. (2005). Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait & Posture*, 22, 51-56.

Cheng, P., Chen, C., Wang, M. & Hong, W. (2004). Leg muscle activation patterns of sit - to - stand movement in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil.*, 83(1), 10-16.

Corcoran, P.J., Jebsen, R.H., Brengelmann, G.L. & Simons, B.C. (1970). Effects of plastic and metal leg braces on speed and energy cost of hemiparetic ambulation. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 51 (2), 69-77.

Correia, P., & Mil - Homens, P. (2004). *A eletromiografia, no estudo do movimento humano*. Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana.

Correia, P., Santos, P. & Veloso, A. (1993). *Electromiografia: Fundamentação Fisiológica. Métodos de Recolha e Processamento. Aplicações Cinesiológicas*. Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana/Serviço de Edições—Universidade Técnica de Lisboa.

Cowan, SM., Bennell, KL., Hodges, PW., Crossley, KM. & McConnell, J. (2001). Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Arch Phys Med Rehabil* 82(2):183–189.

Crenna, P. & Frigo, C., (1991). A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. *J. Physiol.* 437, 635–653.

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. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22(10), 1096 - 1103.

Dessery, Y., Barbier, F., Giller, C. & Corbeil, P. 2011. Does lower limb preference influence gait initiation? *Gait & Posture*, 33, 550 – 555.

De Wit, D.C., Buurke, J.H., Nijlant, J.M., Ijzerman, M.J. & Hermens, H.J. (2004). The effect of an ankle-foot orthosis on walking ability in chronic stroke patients: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil*, 18, 550-557.

Drew, T., Prentice, S. & Schepens, B. (2004). Cortical and brainstem control of locomotion. In: Shigemi Mori DGS, Mario W, editors. *Progress in Brain Research*, 143(17), 251-61.

Duarte, M., & Freitas, S. (2010). Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 14 (3), 186-92.

Dubost, V., Beauchet, O., Manckoundia, P., Herrmann, F. & Mourey, F. (2005). Decreased Trunk Angular Displacement During Sitting Down: An Early Feature of Aging. *Physical Therapy*, 85 (5) 404 - 412.

- Fotoohabadi, M., Tully, E., & Galea, M. (2010). Kinematics of Rising from a Chair: Image - Based Analysis of the Sagittal Hip - Spine Movement Pattern in Elderly People Who Are Healthy. *Physical Therapy*, 90, 561-571.
- Gjelsvik, B. E. B. (2008). *The Bobath Concept in Adult Neurology*. New York: Thieme.
- Gjelsvik, B., & Syre, L. (2016) . *The Bobath concept in adult neurology*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York.
- Gök, H., Küçükdeveci, A., Altinkaynak, H., Yavuzer, G. & Ergin, S. (2003). Effects of ankle-foot orthoses on hemiparetic gait. *Clin Rehabil.*17,137-9.
- Haines, D. 2008. *Neurociência Fundamental para aplicações básicas e clínicas*. 3ª Edição. Lusodidacta Editora.
- Hesse, S., Werner, C., Matthias, K., Stephen, K. & Berteau, M. (1999). Nonvelocity-related effects of a rigid double-stopped ankle foot orthosis on gait and lower limb muscle activity of hemiparetic subjects with an equinovarus deformity. *Stroke*, 30,1855-1861.
- Holland, A. & Lynch - Ellerington, M. (2009). The control of locomotion. In S. Raine, L. Meadows, & M. Lynch - Ellerington, *Bobath Concept: Theory and clinical practice in neurological rehabilitation* (pp. 117 - 149). UK: Wiley - Blackwell.
- Iyengar, Y., Vijayakumar, K., Abraham, J., Misri, Z., Suresh, B., & Unnikrishnan, B. (2014). Relationship between postural alignment in sitting by photogrammetry and seated postural control in post-stroke subjects. *NeuroRehabilitation*, 35, 181-190.
- Jacobs, J., Lou, J., Kraakevik, J. & Horak, F. (2009). The supplementary motor area 10 contributes to the timing of the anticipatory postural adjustment during step initiation in 11 participants with and without Parkinson's disease. *Neuroscience* , 164(22), 877 - 885.
- Kanekar, N. & Aruin, A.S. (2014). The effect of aging on anticipatory postural control. *Exp Brain Res*, 232,1127–1136.
- Khemlani, M.M., Carr, J.H. & Crosbie, W.J. (1999). Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. *Clin Biomech*, 14(4), 236–246.
- Kim, J., Lee, D, Yu., Kim, J., & Hong, J. (2015). The influence of abdominal muscles on shoulder isometric muscular strength. *Indian Journal of science and technology*, 8 (25).
- Kim, M., Yi, C., Yoo, W. & Choi, B. (2011). EMG and kinematics analysis of the trunk and lower extremity during sit-to-stand task while wearing shoes with different heel heights in healthy young women. *Hum Mov Sci.*, 30(3), 596–605.

- Kong, S., Jeong, Y., & Kim, J. (2015). Correlation between balance and gait according to pelvic displacement in stroke patients. *J. Phys. Ther. Sci.*, 27(7).
- Krishnan, V., Latash, M. & Aruin, A. (2012). Early and late components of feed - forward postural adjustments to predictable perturbations. *Clinical Neurophysiology*, 123(5), 1016 - 1026.
- Lamontagne, A., Richards, C. L., & Malouin, F. (2000). Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke. *J Electromyogr Kinesiol*, 10(6), 407-415.
- Lamontagne, A., Malouin, F., & Richards, C. L. (2001). Locomotor-specific measure of spasticity of plantarflexor muscles after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 82(12), 1696-1704.
- Lamontagne, A., Malouin, F., Richards, C.L. & Dumas, F. (2002). Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke. *Gait and posture*, 15, 244-255.
- Loram, I., & Lakie, M. (2002). Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability. *J Physiol.*, 545(3), 1041 - 1053.
- Marôco, J. (2010). *Análise Estatística com Utilização do SPSS*. (3. ed.). Portugal. Edições Silabo.
- Miyazaki, S., Yamamoto, S. & Kubota, T. (1997). Effect of ankle-foot orthosis on active ankle moment in patients with hemiparesis. *Med. Biol. Eng. Comput*, 35 (4), 381-385.
- Nair, P.M., Rooney, K.L., Kautz, S.A. & Behrman, A.L., (2010). Stepping with an ankle foot orthosis re-examined: a mechanical perspective for clinical decision making. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 25(6), 618–622.
- Neptune, R. R., Hall, A. L., Peterson, C.L. & Kautz, S.A. (2011). Relationships between muscle contributions to walking subtasks and functional walking status in persons with post stroke hemiparesis. *Clin Biomech*, 26, 509-515.
- Pichiorri, F., De Vico Fallani, F., Cincotti, F., Babiloni, F., Molinari, M., Kleih, S. C., Neuper, C., Kubler, A. & Mattia, D. (2011). Sensorimotor rhythm based brain-computer interface training: The impact on motor cortical responsiveness. *J. Neural Eng*, 8, 025020.
- 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. *Exp. Brain Res*, 235, 713-730.
- Pohl, M. & Mehrholz, J. (2006). Immediate effects of an individually designed functional ankle-foot orthosis on stance and gait in hemiparetic patients. *Clin Rehabil*, 20, 324—330.
- Ramos, C.F. & Stark, L.W. (1990). Postural maintenance during fast forward bending: a model simulation experiment determines the“reduced trajectory”. *Exp Brain Res*, 82, 651–657

- Ramos-Murguialday, A., Broetz, D., Rea, M., Laer, O., Yilmaz, F.L., Brasil, G.L., Curado, M.R., Garcia-Cossio, E., Vyziotis, A., Cho, W., Agostini, M., Soares, E., Soekadar, S., Caria, L.G.C. & Birbaumer, N. (2013). Brain-machine-interface in chronic stroke rehabilitation: A controlled study. *Ann. Neurol*, 74, (1), 100–108.
- Rothwell, J. (2009). Meet the brain: Neurophysiology. *International Review of Neurobiology*, 86.
- Roy, G., Nadeau, S., Grave, D., Malouin, F., McFadyen, B. & Piette, F. (2006). The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit - to - stand and stand - to - sit tasks in individuals with hemiparesis.. *Clinical Biomechanics* , 21(6), 585 - 593.
- Ruget, H., Blouin, J., Teasdale, N. & Mouchnino, L. (2008). Can prepared anticipatory postural adjustments be updated by proprioception? *Neuroscience*, 155 (3), 640-648.
- Shiratori, T., & Latash, M. (2001). Anticipatory postural adjustments during load catching by standing subjects. *Clinical Neurophysiology*, 112(7), 1250 - 1265.
- Shumway - Cook, A. & Woollacott, M. H. (2012). *Motor Control: Theory and Practical Applications* (3 ed.). Philadelphia: Lippicott Williams & Wilkins.
- Silva, A., Sousa, A. S., Tavares, J. M., Tinoco, A., Santos, R., & Sousa, F. (2012)^a. Ankle dynamic in stroke patients: agonist vs. antagonist muscle relations. *Somatosens Mot Res*, 29(4), 111-116.
- Silva, A., Sousa, A. S., Pinheiro, R., Tavares, J. M., Santos, R., & Sousa, F. (2012)^b. Soleus activity in post-stroke subjects: movement sequence from standing to sitting. *Somatosens Mot Res*, 29(3), 71-76.
- Silva, A., Sousa, A. S., 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. *Somatosens Mot Res*, 30(1), 48-55.
- 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. *Somatosens Mot Res*, 32(3), 153-157.
- Simons, C., van Asseldonk, E., van der Kooij, H., Geurts, A., Buurke, J. (2009). Ankle-foot orthoses in stroke: effects on functional balance, weight-bearing asymmetry and the contribution of each lower limb to balance control. *Clin Biomech*, 24,769-775.
- Shumway-Cook, A. & Woollacott, M. (2007). *Motor Control – Translating Research into Clinical Practice*. (3 ed.). USA: Williams & Wilkins.
- Sousa, A., Macedo, R., Santos, R., & Tavares, R. (2010). Influence of an unstable shoe on compensatory postural adjustments: An experimental evaluation. *Repositório Aberto da Universidade do Porto*.

- Sousa, A. S., Silva, A., & Santos, R. (2015). Ankle anticipatory postural adjustments during gait initiation in healthy and post-stroke subjects. *Clin Biomech*, 30, 960-965.
- Takakusaki, K. (2013). Neurophysiology of gait: from the spinal cord to the frontal lobe. Review. *Movement Disorders*, 28 (11).
- Thompson W. (2001). *ACSM's guidelines for exercise testing and prescription*. (8 ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Williams.
- Turns, L., Neptune, R., & Kautz, S. (2007). Relationships between Muscle Activity and Anteroposterior Ground Reaction Forces in Hemiparetic Walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(9), 1127 - 1135.
- Tyson S.F. & Rogerson L. (2009). Assistive walking devices in non-ambulant patients undergoing rehabilitation after stroke: the effects on functional mobility, walking impairments and patients' opinion. *Arch Phys Med Rehabil*, 90(2), 475-479.
- Vistamehr, A., Kautz, S.A. & Neptune, R.R. (2014). The influence of solid ankle-foot-orthoses on forward propulsion and dynamic balance in healthy adults during walking. *J. Clin. Biomechanics*. 29, 583-589.
- Wang, R.Y., Yen, L., Lee, C. C., Lin, P.Y., Wang, M.F. & Yang, Y.R. (2005). Effects of an ankle-foot orthosis on balance performance in patients with hemiparesis of different durations. *Clin. Rehabil*. 19(1), 37-44.
- Xu, R., Jiang, N., Mrachacz-Kersting, N., Ling, C., Prieto, G. A., Moreno, J.C., Pons, J.L., Dremstrup, K. & Farina, D. (2014). A closed-loop brain-computer interface triggering an active ankle-foot orthosis for inducing cortical neural plasticity. *Transactions on Biomedical Engineering*, 61(7), 2092-2101.
- Yamamoto, S., Kubo, S., Ebina, M., Hayashi, T., Iwasak, M., Kawai, H., Kubota, T. & Miyazaki, S. (1993). Quantification of the effect os dorsi-/plantarflexibility of ankle-foot orthoses on hemiplegic gait: a preliminary report. *Journal of Prosthetics and orthotics*, 3, 88-94.
- Yanohara, R., Teranishi, T., Tomita, Y., Tanino, G., Ueno, Y., & Sonoda, S. (2014). Recovery process of standing postural control in hemiplegia after stroke. *Journal of Physical Therapy*, 26, 1761 - 1765.
- Yoshida, S., Nakazawa, K., Shimizu, E., Shimoyama, I., (2008). Anticipatory postural adjustments modify the movement-related potentials of upper extremity voluntary movement. *Gait Posture* 27 (1), 97-102.

Anexo A – Declaração de consentimento informado



ESCOLA
SUPERIOR
DE SAÚDE

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: Controlo Postural da tíbio társica. “Efeitos” da órtese do tipo ankle foot orthoses.

Eu, abaixo-assinado _____

Fui informado de que o Estudo de Investigação acima mencionado se destina a avaliar os efeitos da órtese AFO no comportamento dos músculos da perna durante as tarefas motoras de sentar, levantar e caminhar.

Sei que neste estudo está prevista a realização de duas avaliações com intervalo de uma hora utilizando o eletromiógrafo e as plataformas de força, sendo que numa delas utilizarei uma órtese do tipo AFO. Tendo-me sido explicado em que consistem e quais os seus possíveis efeitos.

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 fato.

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 efetuados os testes e as avaliações por meio do eletromiógrafo e plataformas de força.

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

Nome do Investigador e Contacto: Diana Andréa Cotrim (925152482)

Data

Assinatura

____/____/____

Anexo B – Tabela com os resultados expressos nas figuras 6, 7 e 8

Estatística Descritiva Sequência sentado para de pé										
Órtese	Parâmetro	TA homolateral	TA contralateral	SOL homolateral	SOL contralateral	GM homolateral	GM contralateral	Relação entre músculos	Valor teste Z	Valor p
SEM	mediana	150	155	-245	-255	-230	-235	TA homolateral com e sem órtese	-2,214	0,031
	Desvio Interquartil	13,5	5	-28,5	-18,5	-27,5	-20	TA contralateral com e sem a órtese	-2,536	0,008
COM	mediana	50	125	-115	-185	-90	-170	SOL homolateral com e sem órtese	-2,536	0,008
	Desvio Interquartil	2,5	15	-22,5	-33,5	-12,5	-17,5	SOL contralateral com e sem órtese	-2,588	0,008
								GM homolateral com e sem órtese	-2,023	0,063
								GM contralateral com e sem órtese	-2,555	0,008

Estatística Descritiva Sequência de pé para sentado										
Órtese	Parâmetro	TA homolateral	TA contralateral	SOL homolateral	SOL contralateral	GM homolateral	GM contralateral	Relação entre músculos	Valor teste Z	Valor p
SEM	mediana	235	240	-220	-210	-170	-175	TA homolateral com e sem órtese	-2,214	0,031
	Desvio Interquartil	24	17,5	-32,5	-22,5	-20	-17,5	TA contralateral com e sem a órtese	-2,527	0,008
COM	mediana	50	140	-100	-150	-70	-125	SOL homolateral com e sem órtese	-2,371	0,016
	Desvio Interquartil	1,25	8,5	-15	-17,5	-15	-14	SOL contralateral com e sem órtese	-2,536	0,008
								GM homolateral com e sem órtese	-2,384	0,016
								GM contralateral com e sem órtese	-2,536	0,008

Estatística Descritiva Início da Marcha										
Órtese	Parâmetro	TA homolateral	TA contralateral	SOL homolateral	SOL contralateral	GM homolateral	GM contralateral	Relação entre músculos	Valor teste Z	Valor p
SEM	mediana	190	245	-255	-255	-240	-240	TA homolateral com e sem órtese	-2,207	0,031
	Desvio Interquartil	37,5	47,5	-17,5	-17,5	-16,5	-16	TA contralateral com e sem a órtese	-1,897	0,063
COM	mediana	75	220	-100	-230	-80	-170	SOL homolateral com e sem órtese	-2,536	0,008
	Desvio Interquartil	7,5	61	-17,5	-42,5	-50	-39	SOL contralateral com e sem órtese	-2,524	0,008
								GM homolateral com e sem órtese	-2,388	0,016
								GM contralateral com e sem órtese	-2,524	0,008

* Valores expressos em milissegundos