

Márcia Rita Gonçalves da Silva

**AVALIAÇÃO DOS AJUSTES
POSTURAIS EM INDIVÍDUOS COM
INSTABILIDADE FUNCIONAL DO
TORNOZELO**

Orientador: ANDREIA SOUSA

Co-orientador: RUI TORRES

Mestrado em Fisioterapia
Desporto

Outubro de 2014

Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto
Instituto Politécnico do Porto

**MÁRCIA RITA GONÇALVES DA
SILVA**

**Avaliação dos ajustes posturais em indivíduos com instabilidade
funcional do tornozelo**

Dissertação submetida à Escola Superior de Tecnologia a Saúde do Porto para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia – Opção Desporto, realizada sob a orientação científica da Professora Doutora Andreia Sofia Pinheiro de Sousa, Equiparada a Assistente da Área Técnico-Científica de Fisioterapia.

Outubro de 2014

Avaliação dos ajustes posturais em indivíduos com instabilidade funcional do tornozelo

Márcia Silva¹, Rui Torres³, Andreia Sousa²

¹ESTSP – Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto, Vila Nova de Gaia, Portugal
marcia-gsilva@hotmail.com

²ATCFT – Área Técnico-Científica da Fisioterapia, Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto, Vila Nova de Gaia, Portugal
asps@estsp.ipp.pt

³ATCF – Área Técnico-Científica da Fisioterapia, Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto, Vila Nova de Gaia, Portugal
rmttorres@gmail.com

Resumo

Introdução: O Controlo Postural é um processo neural complexo envolvido na organização da estabilidade e orientação da posição do corpo no espaço. A Instabilidade Funcional (IF) do tornozelo é descrita como uma perceção subjetiva de instabilidade articular, que afeta o controlo postural. Apesar de vários estudos terem investigado os fatores inerentes à IF ainda existe inconsistência nos resultados da literatura sobre os mecanismos envolvidos nesta. **Objetivo (s):** avaliar os ajustes posturais envolvidos na resposta a uma perturbação externa realizada de forma previsível e imprevisível em indivíduos com IF. **Métodos:** Estudo observacional analítico transversal, teve uma amostra de 20 indivíduos, que foram divididos em grupo com IF e grupo de controlo. Foi recolhida atividade eletromiográfica bilateral dos músculos longo e curto peroneal (PL e PC), tibial anterior (TA) e solear (SOL) associado a uma perturbação externa aplicada de forma previsível e imprevisível. Os ajustes posturais foram avaliados através da análise do início da atividade muscular, da magnitude global dos ajustes posturais compensatórios e antecipatórios e magnitude das respostas de curta e média latência. **Resultados:** Na perturbação imprevisível não se verificaram diferenças significativas no início da atividade muscular ($p > 0,05$). Enquanto na magnitude das respostas de curta e média latência verificou-se diferenças nos músculos TA (Ia, $p=0,000$; II, $p=0,011$), CP (Ia, $p=0,029$; II, $p=0,001$) e LP (Ia, $p=0,030$) entre o membro com IF e o controlo e no LP (II, $p=0,011$) entre o membro sem IF do grupo com IF e o controlo. Na perturbação previsível observaram-se diferenças nos ajustes posturais antecipatórios (APA) dos músculos TA ($p=0,006$) e LP ($p=0,020$) entre o membro sem IF do grupo com IF e o controlo. **Conclusão:** Os indivíduos com IF apresentam défices na magnitude das respostas de média e curta latência numa perturbação imprevisível e nos APA na perturbação previsível.

Palavras-chave: Controlo Postural, Complexo articular do tornozelo, Instabilidade Funcional, Eletromiografia.

Abstract

Introduction: The Postural Control is a complex neural process involved on the organization of body stability and orientation in space. The ankle functional instability (IF) has been described as a subjective perception of the articular instability that effects the postural control. Despite several studies have investigated the inherent factors of the IF, inconsistency still remains about the mechanisms involved on it. **Aim (s):** To evaluate the postural adjustments in response external, predictable and unpredictable perturbations in subjects who have IF. **Methods:** A cross sectional observational study was developed which involved, 20 subjects, which were divided in two groups one with IF and the control group. Bilateral electromyography activity of the longus and brevis peroneus muscles (PL and PC), of the anterior tibialis (TA), and of the anterior soleus (SOL) was collected during upright standing associated an external perturbation both on a predictable and unpredictable way. The postural adjustments were evaluated through the analyses of the muscular timing, the global magnitude of the compensatory and anticipatory postural adjustments, and the magnitude of short and medium responses. **Results:** Non significant differences were observed in muscle timing associated to the unpredictable perturbation ($p > 0,05$). Despite that, differences were observed in the magnitude of TA (Ia, $p = 0,000$; II, $p = 0,011$), CP (Ia, $p = 0,029$; II, $p = 0,001$) and LP (Ia, $p = 0,030$) short and medium responses between the limb with IF and the control one and on the LP (II, $p = 0,011$) between the limb without IF and the control one. In the predictable perturbation differences were observed on the anticipatory postural adjustments (APA) of the TA ($p = 0,006$) and LP ($p = 0,020$) muscles between the limb with IF of the IF group and the control. **Conclusion:** The subjects who have the IF condition shown deficits in the magnitude of both short and medium responses associated to an unpredictable perturbation and on the APA in the predictable perturbation.

Keywords: Postural Control, Ankle joint complex, Functional Instability, Electromyography.

1 Introdução

O controlo postural é um processo neural que envolve a manutenção da posição corporal no espaço, com o duplo objetivo de orientação e estabilidade, permitindo manter uma relação adequada entre os segmentos corporais e o tronco, assim como, com a tarefa a realizar e o meio envolvente. Desta interação surgem os ajustes posturais, essenciais para manutenção do controlo postural e naturalmente para eficácia do gesto funcional (Lundy-Ekman, 2007; Shumway-Cook & Woollacott, 2007). O controlo postural é regulado através de uma interação complexa entre a informação aferente e atividade motora, dependendo de múltiplas referências sensoriais, sendo a informação somatossensorial (recetores cutâneos, articulares e musculares), umas das principais fontes de *input* para o controlo postural (Gjelsvik, 2008; Hlavackova & Vuillerme, 2012). Dos vários *inputs* sensoriais, a informação somatossensorial proveniente do pé e tornozelo é reconhecida como tendo um papel crucial na manutenção do controlo postural ortostático (Hlavackova & Vuillerme, 2012).

Diversos estudos ao longo dos tempos têm-se focado nos vários fatores que podem estar responsáveis pelo comprometimento da estabilidade do tornozelo e os mecanismos de

reorganização do controlo postural em resposta à mesma. Um desses fatores está relacionado com Instabilidade Funcional (IF) do complexo articular do tornozelo (Hopkins I. T., Brown, Christensen, & Palmieri-Smith, 2009; Munn, Sullivan, & Schneiders, 2010). A IF é descrita como uma percepção subjetiva de instabilidade articular, fraqueza, dor e diminuição da funcionalidade após a lesão, acompanhada de uma tendência para a articulação “ceder” durante a realização das atividades funcionais. A IF é uma das principais complicações que ocorre como consequência de uma entorse, desenvolvendo-se entre 15 a 60% dos atletas que sofreram a lesão (Munn, Sullivan, & Schneiders, 2010; Reis & Oliveira, 2012). Indivíduos com IF no tornozelo apresentam alterações no controlo postural devido a uma combinação de défices do controlo neuromuscular e da propriocepção que acentuam o risco de recidivas e elevam o número de lesões crónicas (Hertel, 2002; Reis & Oliveira, 2012).

Múltiplos estudos concentraram-se na pesquisa das alterações neuromusculares em indivíduos com IF, aprofundando as alterações nos tempos de resposta dos músculos peroniais em situação de inversão súbita (Gutierrez & kaminski, 2009; Kavanagh, Bisset, & Tsao, 2012). Apesar de haver um considerável número de estudos nesta área, os resultados são pouco consistentes (Gutierrez & kaminski, 2009; Zhang, 2012). Diversos estudos demonstraram um aumento nos tempos de resposta de curta latência dos músculos peroniais no movimento de inversão (Vaes, Van, & Duquet, 2001). Contudo, outros autores não encontraram diferenças nesses mesmos tempos de latência dos peroniais entre indivíduos com e sem IF, defendendo deste modo que os défices na resposta neuromuscular podem não estar associados à IF (Fernandes, Allison, & Hopper, 2000; Vaes, Duquet, & Van, 2002). Recentemente um estudo realizado por Gutierrez et al (2011) mostrou que indivíduos com IF apresentam um aumento da magnitude da atividade dos peroniais, como estratégia de protecção e prevenção de entorse (Gutierrez et al, 2011). A par desta inconsistência de resultados, é importante realçar que a maioria dos estudos que investigaram a resposta reflexa dos peroniais em indivíduos com IF, utilizam o *trapdoor* como forma de simular movimento lesivo em inversão estudando apenas as respostas de curta latência (Kavanagh, Bisset, & Tsao, 2012).

Tem sido claramente demonstrado que as respostas de média latência (associadas às fibras II) têm uma maior resposta estabilizadora durante perturbações na posição de pé, do que, as respostas de curta latência (associadas às fibras Ia). (Bove, Nardone, & Schieppati, 2003; Grey, Ladouceur, Andersen, Nielsen, & Sinkjaer, 2001; Sousa, Silva, & Tavares, 2012). As possíveis alterações a este nível poderão justificar défices no controlo postural ipsilateral à lesão, mas também défices observados no membro contralateral à instabilidade funcional. Estes défices têm sido descritos em termos de atraso nos tempos de reacção dos

músculos peroneais (Evans, 2004; Menacho, et al., 2010). De facto, existe evidência de vias neurais cruzadas, que recebem informação proveniente deste tipo de fibras dos dois membros inferiores (Bove, Nardone, & Schieppati, 2003; Sousa, Silva, & Tavares, 2012).

Para além do estudo dos mecanismos de *feedback* em indivíduos com IF, torna-se também relevante o estudo dos mecanismos de *feedforward*, considerando a sua importância para a estabilidade dinâmica (Gutierrez et al, 2011; Reis & Oliveira, 2012). Estudos realizados durante o salto apontam para um possível défice nos mecanismos de *feedforward* nos indivíduos com IF (Caulfield, Crammond, & O'Sullivan, 2004; Delahunt, Monaghan, & Caulfield, 2006). Estes resultados assumem maior relevância quando confrontados com a evidência de que a excitabilidade corticomotora dos músculos da região do complexo articular do tornozelo é sensível a mudanças no controlo postural e está envolvida nos ajustes posturais antecipatórios. Apesar desta hipótese, não se sabe se a excitabilidade corticomotora está alterada em indivíduos com IF ou se esta influencia a função dos músculos do membro inferior (Pietrosimone & Gribble, 2012).

Deste modo, devido a inconsistência nos resultados da literatura e ao facto de ainda não estar explícito quais os mecanismos inerentes à IF, torna-se importante identificar quais os défices neuromusculares associados à IF, de forma a executar uma reabilitação adequada (Munn, Sullivan, & Schneiders, 2010).

Tendo em consideração o exposto, o presente estudo tem como objetivo geral avaliar diferentes componentes dos ajustes posturais envolvidos na resposta a uma perturbação externa realizada de forma previsível e imprevisível em indivíduos com IF. Foram estabelecidos como objetivos específicos o estudo do início da atividade muscular e magnitude de ativação dos ajustes posturais compensatórios e antecipatórios de músculos relevantes na estabilidade do complexo articular do tornozelo. É importante referir que para o estudo dos ajustes posturais compensatórios foram estudados diferentes intervalos descritos na literatura como estando associados a respostas mais globais, voluntárias e não voluntárias, mas também intervalos mais específicos associados às respostas de curta (Ia) e média latência (II).

2 Métodos

2.1 Amostra

Considerando o objectivo anteriormente mencionado, realizou-se um estudo observacional analítico transversal. A amostra foi seleccionada de forma não probabilística e voluntária, constituída por atletas do género masculino e feminino de equipas amadoras da

cidade do Porto, com idades compreendidas entre 18 e 30 anos, de três modalidades distintas, futebol, basquetebol e voleibol. A amostra foi dividida em dois grupos: o grupo com IF composto pelos indivíduos com IF (n=10) e o grupo de controlo constituído por indivíduos sem IF (n=10).

No grupo com IF foram incluídos indivíduos desportivas com história de entorse unilateral de grau II ou III (Hubbard, Kaminski, Griend, & Kovaleski, 2004) e presença de IF segundo a escala *Ankle Instability Instrument*. No grupo de controlo foram incluídos os indivíduos sem história de entorse (Eechaute, Vaes, Duquet, & Gheluwe, 2009). Foram excluídos dos dois grupos os indivíduos que apresentassem os seguintes critérios: história de fratura e cirurgia nos membros inferiores (Hopkins I. T., Brown, Christensen, & Palmieri-Smith, 2009); problemas vestibulares; outras lesões nos membros inferiores nos últimos 3 meses; dor no momento da recolha (Eechaute, Vaes, Duquet, & Gheluwe, 2009) e presença de instabilidade mecânica (IM).

Devido a problemas com os dados foram excluídos 4 participantes do grupo com IF na perturbação previsível. Todo o processo de selecção da amostra encontra-se descrito na figura 1.

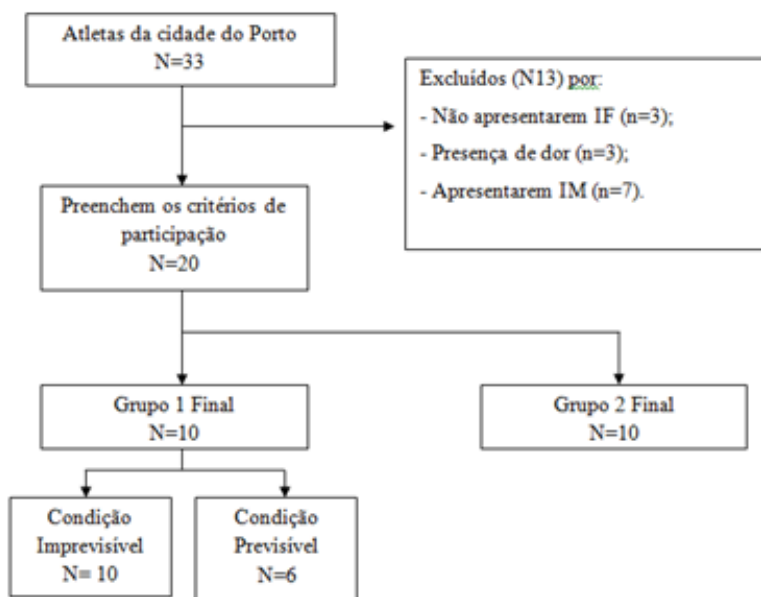


Figura 1- Diagrama da amostra

Sendo assim, foram incluídos os indivíduos com as características antropométricas, descritas na tabela 1. Pode verificar-se nas variáveis idade, altura e Índice de Massa Corporal (IMC) que os grupos são homogêneos, pois obteve-se um valor prova (p) maior do que 0,05. No entanto, o mesmo não se verificou na variável peso.

Tabela 1: Valores descritivos da caracterização da amostra (idade, altura, peso e índice de massa corporal) do grupo com IF e do controlo. São também apresentados os valores de prova obtidos na comparação entre os grupos.

Variáveis	Medidas Estatísticas	Grupo Com IF	Grupo de Controlo	Valor estatístico	P
Idade (anos)	Mín.	18	18		
	Max.	28	27	-0,360	0,723
	M±DP	21,20±3,084	21,70±3,129		
Género					
	Masculino	N	5	7	Não aplicável
Feminino	N	5	3		
Altura (metros)	Mín.	1,60	1,55		
	Max.	1,94	1,90	0,065	0,949
	M±DP	1,72±0,109	1,72±0,96		
Peso (Kg)	Mín.	54	48		
	Max.	95	84	<0,0001	1,000
	M±DP	65±13,085	69±12,922		
IMC (Kg/m ²)	Mín.	18,60	17,57		
	Max.	30,80	25,93	0,061	0,952
	M±DP	21,845±3,583	22,8±2,59		

Legenda: Mínimo (Min), Máximo (Max), Média (M), Desvio Padrão (DP), Valor p (p) e Índice de massa corporal (IMC).

2.2 Instrumentos

A selecção da amostra foi realizada através de um questionário, no qual, se encontravam inseridos os dados antropométricos dos participantes e os critérios de inclusão/exclusão. O questionário foi aplicado, previamente a um grupo de 6 pessoas, de forma averiguar as falhas no mesmo.

A escala *Ankle Instability Instrument* foi utilizada para averiguar a presença de IF unilateral. Este instrumento de autorrelato é constituído por 9 questões fechadas, às quais são atribuídas respostas dicotómicas (sim/não). Foram incluídos no grupo com IF os indivíduos que, responderam “sim” a pelo menos 4 das 9 questões (Docherty, Gansnedert, Arnold, & Hurwitz, 2006) (Hopkins I. T., Brown, Christensen, & Palmieri-Smith, 2009; Suda & Coelho, 2012). Um trabalho realizado em paralelo com o presente estudo indicou que esta escala apresenta um ICC de 0,98 (dados não publicados).

A perturbação externa foi aplicada através de um *trapdoor*. Esta ferramenta permite simular o mecanismo de lesão associado à entorse lateral do tornozelo. O instrumento consiste em duas plataformas móveis, com superfície antiderrapante, que são controladas por dois

avaliadores, responsáveis por abrir uma das plataformas manualmente (Dias, Correia, Esteves, & Fernandes, 2010). O trapdoor foi instrumentado com um acelerómetro (*BioPlux research*) para identificar o momento da abertura do trapdoor, que se encontrava sincronizado com a electromiografia.

A atividade eletromiográfica dos músculos peroneal curto (PC), peroneal longo (PL), tibial anterior (TA) e solear (SOL) foi adquirida através do sistema *BioPlux research (Plux®*, Covilhã, Portugal) com um ganho de 1000 CMRR 110dB, com uma impedância de entrada > 1Gohm, uma banda de passagem de 25-500HZ através *software MonitorPlux*. Foram utilizados eléctrodos adesivos *Dahlhausen 505®* de cloreto de prata de superfície circular com um diâmetro de 10mm. Foi utilizada uma aplicação bipolar, com dois eléctrodos em cada músculo com uma distância interpolar de 20 mm (Correia & Mil-Homens, 2000).

Foi usado um medidor de impedância (Noraxon®, sede em Scottsdale Arizona) para medir o grau de impedância da pele (Correia & Mil-Homens, 2000).

Os sinais obtidos foram processados através do *software Matlab® R20122a* (TheMathWorksInc., Boston, MA, USA) e pelo *software Acqknowledge®*, versão 3,9 (BiopacSystemsInc, sede em Goleta, CA, USA).

2.3 Procedimentos

A parte experimental do estudo foi desenvolvida no Centro de Estudos de Movimento e Actividades Humana da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto.

2.3.1 Avaliação da IM

Inicialmente os indivíduos foram avaliados por um fisioterapeuta experiente na área de terapia manual de forma a confirmar a ausência de IM. Cada indivíduo foi sujeito aos testes *Anterior Drawer Test of the Ankle*, *Prone Anterior Drawer Test* e *Talar Tilt Test*. Quando se verificou movimento articular excessivo em comparação com o membro contralateral ou dor durante a aplicação dos testes, os participantes foram imediatamente excluídos (Magee, 2006; Wilkin, et al., 2012).

2.3.2 Preparação dos indivíduos

Previamente à colocação dos eléctrodos, a pele foi preparada, de forma a reduzir a impedância do conjunto eléctrodo/pele para valores iguais ou inferiores a 5KΩ: depilação da área do músculo onde foram colocados os eléctrodos, remoção da superfície morta da pele com uma superfície abrasiva e por fim, limpeza da pele com álcool. (Correia & Mil-Homens, 2000).

Os elétrodos foram colocados nos músculos TA (Sousa, Macedo, Santos, & Tavares, 2013), SOL (Palmieri, Ingersoll, & Hoffman, 2004) e PC e PL (Wilson & Madigan, 2007) de acordo com as referências anatômicas identificadas na tabela 2. Os locais dos elétrodos foram confirmados pela palpação do ventre muscular na área mais proeminente e colocados tendo em conta a orientação das fibras musculares (Correia & Mil-Homens, 2000).

Tabela 2: Referências anatômicas para colocação dos elétrodos.

Músculo	Local do elétrodo
TA	1/3 da linha entre a extremidade superior da tibia e a extremidade inferior do maléolo medial.
SOL	2 cm distalmente ao bordo inferior do ventre muscular do gastrocnémio medial e 2 cm medialmente à linha média posterior da pema
PC	1/4 da distância entre o maléolo lateral e o epicôndilo lateral
PL	3/4 da distância entre o maléolo lateral e o epicôndilo lateral
Elétrodo Terra	No centro da rótula

2.3.3 Recolha de dados

Antes do início das recolhas os indivíduos realizaram contrações voluntárias isométricas submáximas contra resistência externa para cada músculo como forma de aquecimento. Para avaliação da qualidade do sinal foi solicitado aos indivíduos contrações máximas voluntárias isométricas, sendo cada uma constituída por 10 segundos em repouso e 5 segundos de força máxima.

No momento da avaliação foi solicitado aos indivíduos que permanecessem relaxados em posição ortostática, descalços, com os pés à largura dos ombros, braços ao longo do corpo e a olhar em frente sobre o *trapdoor* durante no mínimo 35 segundos (Mitchell, Dyson, Hale, & Abraham, 2008b). Após este período foi aplicada uma perturbação externa unilateral de 30° de inclinação da superfície de suporte realizada em duas séries de repetições.

Na primeira série o momento em que foi aplicada a perturbação externa foi aplicado de forma aleatória entre os 35 e os 60s sem conhecimento por parte do individuo. Dado que o indivíduo não sabia qual o membro que iria sofrer a perturbação, nem o momento em que esta iria ser aplicada, a primeira série foi designada como associada a perturbações imprevisíveis.

Na segunda série de ensaios foi o indivíduo avaliado que escolheu qual o membro que iria sofrer a perturbação e qual o momento em que esta iria ser aplicada após os 35s. O

momento em que o indivíduo deu autorização para aplicação da perturbação foi identificado através de um sistema que permitiu um envio de um impulso elétrico para o sistema Bioplux. Nas 2 séries foram realizados 3 ensaios em cada membro com 60s de intervalo entre cada (Hopkins, McLoda, & McCaw, 2007).

Em ambos os grupos foram realizados as 2 séries de ensaios, contudo no grupo com IF foi recolhido o sinal eletromiográfico dos dois membros inferiores, enquanto que, no grupo de controlo só foi recolhido do membro inferior não dominante, pois, por ser o membro com mais competência em termos posturais, seria o membro cujas características se aproximavam mais das condições ótimas do controlo postural. (Velotta, Weyer, Ramirez, Winstead, & Bahamonde, 2011; Beynon, Murphy, & Alosa, 2002)

Só foram considerados ensaios válidos quando nos ensaios imprevisíveis não foram observados ajustes posturais antecipatórios antes da abertura do *trapdoor*.

2.3.4 *Processamento de dados*

Nos ensaios imprevisíveis foram analisadas as variáveis: início da atividade muscular (Ti), magnitude dos ajustes posturais compensatórias globais não voluntárias (APC1) e voluntárias (APC2) e magnitude dos ajustes posturais compensatórios associados às respostas de curta (Ia) e média latência (II). Enquanto nos previsíveis foram avaliadas as variáveis APC1, APC2 e a magnitude dos ajustes posturais antecipatórios (APA).

A sincronização e integração dos sinais eletromiográficos foram realizadas através do programa *Matlab* R2012a e o processamento dos dados recolhidos foi realizado através do *software* de aquisição e análise de dados Acqknowledge®, versão 3.9. Os dados recolhidos foram convertidos, sincronizados e filtrados através de uma rotina em *Matlab* R2012a. Através desta rotina, os dados foram automaticamente submetidos a uma filtragem digital do sinal EMG, aplicando-se um filtro passa banda *Butterworth* de segunda ordem de 20 a 500Hz, para que o ruído elétrico ou proveniente do movimento dos cabos fosse removido (Fridlund & Cacioppo, 1986).

O momento em que foi aplicada a perturbação foi identificado quando o sinal do acelerómetro derivou claramente da linha de base (T0). O Tí de cada músculo foi pesquisado numa janela temporal dos -450 aos +350ms em relação a T0. Foi definido como Ti de cada músculo o momento em que foi encontrado um valor igual ou superior à média mais 3 vezes o desvio-padrão, calculados num intervalo de tempo compreendido entre os -450 aos -500ms em relação a T0, que manteve durante um tempo mínimo 50ms (Figura 2A). A magnitude dos ajustes posturais compensatórios foi avaliada em intervalos descritos na literatura (Grey, Ladouceur, Andersen, Nielsen, & Sinkjaer, 2001; Sousa, Macedo, Santos, & Tavares, 2013).

A magnitude dos APC1 e APC2 foi avaliada nos seguintes intervalos: + 50 a +200ms (APC1) e +200 a +350 ms (APC2) (Figura 2). Em cada intervalo foi calculado o integral do sinal tendo este sido posteriormente normalizado pelo triplo do valor do integral da *Baseline* (-500 e -450 em relação a T0) (Sousa, Macedo, Santos, & Tavares, 2013). Um valor superior a 1 indica um aumento de atividade em relação à linha de base enquanto um valor inferior a 1 indica um valor inferior. A magnitude dos ajustes posturais compensatórios associados às respostas decurta (Ia) e média latência (II) foi calculada numa janela de 50ms após Ti de cada músculo. A magnitude das respostas de curta latência foi obtida através do cálculo do integral do sinal EMG no intervalo compreendido entre o Ti de cada músculo e + 20ms. A magnitude das respostas de média latência foi obtida através do cálculo do integral do sinal EMG no intervalo compreendido entre +30 e + 50ms em relação ao Ti de cada músculo. As duas respostas foram separadas por um intervalo de 10ms e foram normalizadas ao integral da *baseline* (Figura 2 (C)) (Grey, Ladouceur, Andersen, Nielsen, & Sinkjaer, 2001). A magnitude dos APA foram avaliadas através do cálculo do integral num intervalo compreendido entre - 100ms a +50ms em relação ao momento em que o participante deu autorização para a aplicação da perturbação. Os APA foram normalizados da mesma forma que os APCs (Sousa, Macedo, Santos, & Tavares, 2013).

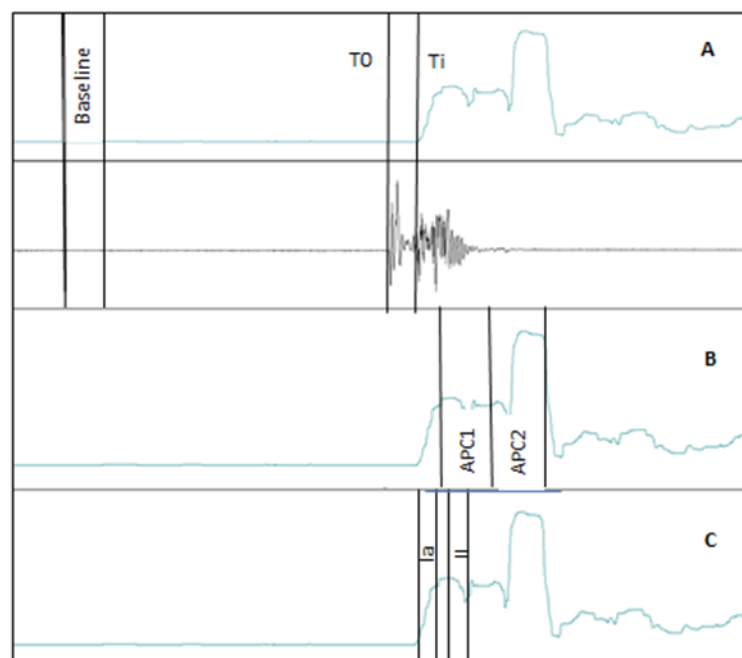


Figura 2: Análise eletromiográfica das variáveis início da atividade (A), APCs (B) e respostas compensatórias de curta (I) e média latência (II) (C). Exemplo de uma recolha eletromiográfica de um indivíduo do grupo de controlo do músculo TA com o membro em posição de Apoio. Legenda: T0 (momento que foi aplicado a perturbação), Ti (início da atividade muscular).

2.4 Ética

Os participantes do estudo foram informados dos objectivos, métodos, procedimentos e implicações do mesmo, podendo realizar todas as perguntas que considerassem necessárias. Segundo os princípios e normas de Declaração de Helsínquia foi-lhes garantido o anonimato e confidencialidade dos dados durante todos os momentos do estudo, bem como, a oportunidade de consentirem ou recusarem e interromperem a participação a qualquer momento. Além disso, todas as questões éticas foram previamente avaliadas e aprovadas pela comissão de Ética da ESTSP.

2.5 Estatística

Para a análise estatística foi utilizado o programa IBM SPSS *Statistics* 21. Utilizou-se um intervalo de confiança de 95% com um nível de significância de 0,05 (Marôco, 2010).

A caracterização da amostra realizou-se através de uma estatística descritiva e exploratória usando as medidas de tendência central (média e mediana) e de dispersão (desvio-padrão e desvio-interquartis) para a estatística paramétrica e não paramétrica, respectivamente.

A normalidade dos dados foi avaliada através do teste de *Shapiro-Wilk* e análise de histograma. Para a comparação entre o membro com IF do grupo com IF (MIF) e grupo de controlo na perturbação imprevisível, recorreu-se ao teste *t-Student* para amostras independentes para as variáveis que seguiam a normalidade e o teste de *Mann-Whitney* para as variáveis que não seguiam a normalidade (Marôco, 2010). Ainda na comparação intergrupo, tanto na perturbação imprevisível (entre o membro sem IF do grupo com IF (MSIF) e o grupo de controlo) como nas variáveis das perturbações previsíveis, recorreu-se diretamente ao teste de *Mann-Whitney* devido ao reduzido n amostral (Marôco, 2010).

Para a comparação das variáveis obtidas para cada membro do grupo com IF (MIF e MSIF) quer em posição de apoio quer em posição IPSI utilizou-se o teste de Friedman. Para a comparação dos membros do grupo de controlo na posição IPSI e de apoio recorreu-se ao *t-Student* para amostras emparelhadas (Marôco, 2010).

3 Resultados

Os resultados estão divididos nas duas condições de avaliação: primeiramente serão expostos os resultados na condição de perturbação imprevisível e posteriormente na condição previsível. Nas duas condições foram avaliados os dois membros do grupo com IF (MIF e MSIF) e o membro do grupo de controlo em duas posições diferentes, ipsilateral (IPSI) e contralateral (Apoio) relativamente à perturbação.

3.1 Condição imprevisível

3.1.1 Início da atividade muscular

Na avaliação do Ti do MIF do grupo com IF e o grupo controlo, foi possível averiguar que não ocorreram diferenças significativas ($p > 0,05$). Porém observou-se que de uma forma global no grupo com IF ocorreu uma tendência para os músculos ativarem mais cedo quando o membro assumiu a posição IPSI e de apoio relativamente à perturbação comparativamente ao grupo de controlo (Tabela 3).

Tabela 3: Valores descritivos (média/mediana e desvio-padrão (DP) / desvio- interquartil (DI)) do início da atividade muscular (ms) do membro MIF do grupo com IF e do grupo de controlo na posição IPSI e de Apoio. São também apresentados os valores de prova obtidos na comparação entre MIF e controlo.

Músculo	Posição do membro em relação a perturbação	Membro	Média/Mediana* (ms)	DP/DI* (ms)	Valor estatístico	Valor de p
TA	IPSI	MIF	75	34,7	-0,126	0,901
		Controlo	84	25		
	Apoio	MIF	85,5*	20*	-1,187	0,243
		Controlo	95*	20*		
CP	IPSI	MIF	92*	10*	-0,930	0,387
		Controlo	94,7*	10*		
	Apoio	MIF	80,3	27,5	-1,292	0,214
		Controlo	97	12		
LP	IPSI	MIF	88*	10*	-0,164	0,905
		Controlo	89*	20*		
	Apoio	MIF	83,5	27,7	-0,205	0,840
		Controlo	92	14		
SOL	IPSI	MIF	105,7*	30*	-0,694	0,497
		Controlo	100*	30*		
	Apoio	MIF	93,9	24	-0,424	0,677
		Controlo	102	17		

Legenda:* valores da Mediana e desvio Interquartil

Paralelamente ao observado na comparação entre grupos, também não foram observadas diferenças significativas no Ti quando foram comparados os dois membros do grupo com IF nas duas posições ($p>0,05$) (Tabela 4). Apesar deste resultado, é notória uma tendência para um aumento do Ti nos dois membros na posição de apoio relativamente à posição IPSI. No grupo de controlo não foram encontradas diferenças significativas entre a posição IPSI e de apoio.

Tabela 4: Valores descritivos (mediana e desvio-interquartil (DI) do início da atividade muscular (ms) do membro MIF e MSIF do grupo com IF na posição IPSI e de Apoio. São também apresentados os valores prova obtidos na comparação entre o membro MIF e MSIF do grupo IF.

Músculo	Posição do membro em relação a perturbação	Membro	Média/Mediana* (ms)	DP/DI* (ms)	Valor estatístico	Valor de p
TA	IPSI	MIF	83	30	0,600	0,896
		MSIF	81,2	20		
	Apoio	MIF	85,5	20		
		MSIF	93	10		
CP	IPSI	MIF	92	10	5,200	0,158
		MSIF	83	20		
	Apoio	MIF	85	20		
		MSIF	93,3	20		
LP	IPSI	MIF	88	10	1,678	0,642
		MSIF	80	40		
	Apoio	MIF	89,7	10		
		MSIF	86,8	10		
SOL	IPSI	MIF	105,7	30	0,800	0,849
		MSIF	92,3	80		
	Apoio	MIF	102	30		
		MSIF	106,9	40		

Na Tabela 5 é possível verificar que o MSIF não apresentou diferenças significativas no Ti relativamente ao controlo ($p>0,05$).

Tabela 5: Valores descritivos (mediana e desvio-interquartil (DI)) do início da atividade muscular (ms) do membro MSIF do grupo IF e o grupo controlo na posição IPSI e de Apoio. São também apresentados os valores de prova na comparação entre MSIF e controlo.

Músculo	Posição do membro em relação a perturbação	Membro	Média/Mediana* (ms)	DP/DI* (ms)	Valor estatístico	Valor de p																																																																		
TA	IPSI	MSIF	81,2	20	-0,271	0,792																																																																		
		Controlo	87	40				Apoio	MSIF	93	10	-0,049	0,962	Controlo	95	20	CP	IPSI	MSIF	83	20	-1,182	0,272	Controlo	94,7	10		Apoio	MSIF	93,3	20	-0,293	0,813	Controlo	93	20	LP	IPSI	MSIF	80	40	-0,543	0,635	Controlo	89	10		Apoio	MSIF	86,8	10	-0,098	0,962	Controlo	92,5	20	SOL	IPSI	MSIF	92,3	80	-0,683	0,536	Controlo	100	30		Apoio	MSIF	106,9	40	-0,651
	Apoio	MSIF	93	10	-0,049	0,962																																																																		
		Controlo	95	20			CP	IPSI	MSIF	83	20	-1,182	0,272	Controlo	94,7	10		Apoio	MSIF	93,3	20	-0,293	0,813	Controlo	93	20	LP	IPSI	MSIF	80	40	-0,543	0,635	Controlo	89	10		Apoio	MSIF	86,8	10	-0,098	0,962	Controlo	92,5	20	SOL	IPSI	MSIF	92,3	80	-0,683	0,536	Controlo	100	30		Apoio	MSIF	106,9	40	-0,651	0,562	Controlo	101	20						
CP	IPSI	MSIF	83	20	-1,182	0,272																																																																		
		Controlo	94,7	10				Apoio	MSIF	93,3	20	-0,293	0,813	Controlo	93	20	LP	IPSI	MSIF	80	40	-0,543	0,635	Controlo	89	10		Apoio	MSIF	86,8	10	-0,098	0,962	Controlo	92,5	20	SOL	IPSI	MSIF	92,3	80	-0,683	0,536	Controlo	100	30		Apoio	MSIF	106,9	40	-0,651	0,562	Controlo	101	20																
	Apoio	MSIF	93,3	20	-0,293	0,813																																																																		
		Controlo	93	20			LP	IPSI	MSIF	80	40	-0,543	0,635	Controlo	89	10		Apoio	MSIF	86,8	10	-0,098	0,962	Controlo	92,5	20	SOL	IPSI	MSIF	92,3	80	-0,683	0,536	Controlo	100	30		Apoio	MSIF	106,9	40	-0,651	0,562	Controlo	101	20																										
LP	IPSI	MSIF	80	40	-0,543	0,635																																																																		
		Controlo	89	10				Apoio	MSIF	86,8	10	-0,098	0,962	Controlo	92,5	20	SOL	IPSI	MSIF	92,3	80	-0,683	0,536	Controlo	100	30		Apoio	MSIF	106,9	40	-0,651	0,562	Controlo	101	20																																				
	Apoio	MSIF	86,8	10	-0,098	0,962																																																																		
		Controlo	92,5	20			SOL	IPSI	MSIF	92,3	80	-0,683	0,536	Controlo	100	30		Apoio	MSIF	106,9	40	-0,651	0,562	Controlo	101	20																																														
SOL	IPSI	MSIF	92,3	80	-0,683	0,536																																																																		
		Controlo	100	30				Apoio	MSIF	106,9	40	-0,651	0,562	Controlo	101	20																																																								
	Apoio	MSIF	106,9	40	-0,651	0,562																																																																		
		Controlo	101	20																																																																				

3.1.2 Magnitude dos ajustes posturais compensatórios voluntários e não voluntários

Ao comparar as variáveis APC1 e APC2 entre o MIF do grupo com IF e o grupo controle, constatou-se a não ocorrência de diferenças significativas ($p>0,05$) (Figura 3). Na variável APC1 observou-se que o membro MIF apresentou uma tendência para menor magnitude no músculo TA nas duas posições da avaliação. Enquanto nos restantes músculos o MIF apresentou uma tendência para maior magnitude. Relativamente à variável APC2, de uma forma geral o membro MIF mostrou uma tendência para menor magnitude.

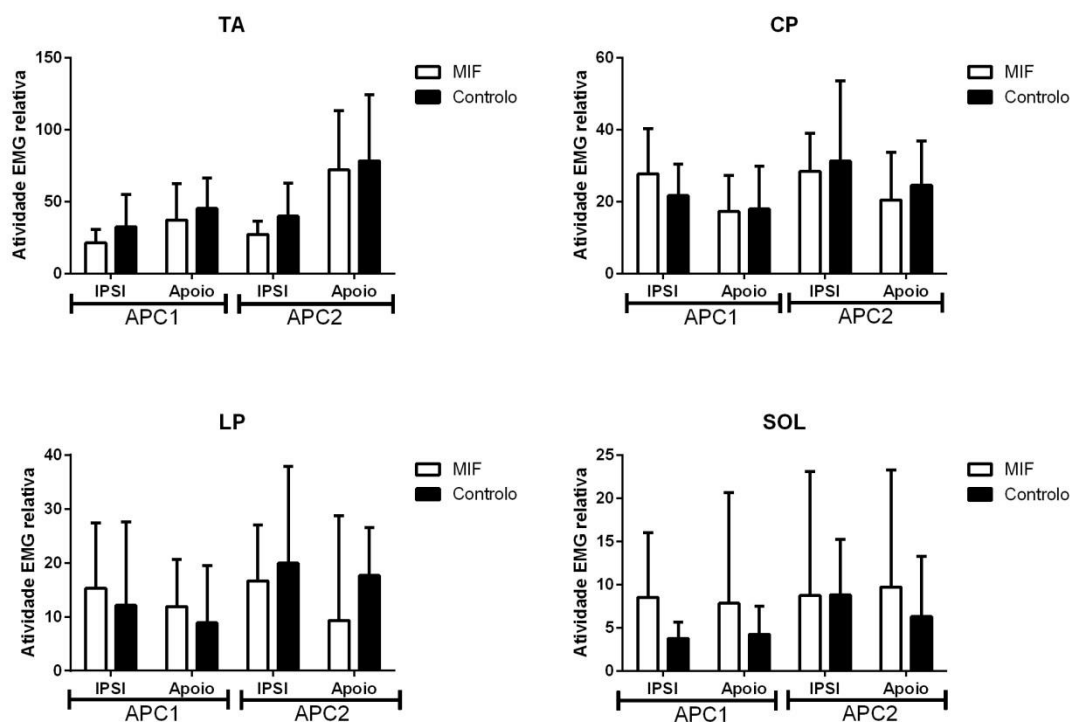


Figura 3: Valores descritivos (mediana e desvio-interquartil) da magnitude de atividade das variáveis APC1 e APC2 do membro MIF do grupo com IF e do grupo de controlo na posição Ipsi e de Apoio.

Na figura 4 é possível observar a magnitude das respostas APCs nos dois membros do grupo com IF. Apesar de globalmente ser notória uma tendência para uma maior magnitude de ativação muscular no MSIF relativamente ao MIF, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ($p>0,05$).

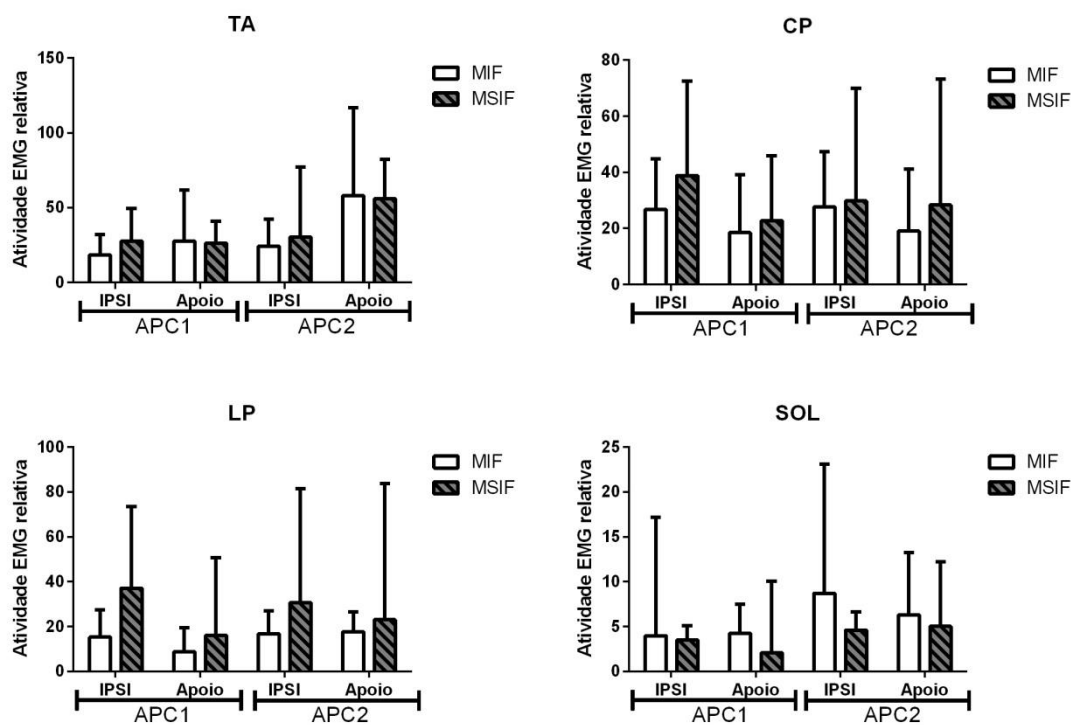


Figura4: Valores descritivos (mediana e desvio-interquartil) da magnitude de actividade das variáveis APC1 e APC2 do membro MIF e MSIF do grupo e IF na posição IPSI e de Apoio.

Ainda na análise das mesmas variáveis, mas realizando uma comparação entre o membro MSIF do grupo IF e o grupo controlo (Figura 5), verificaram-se apenas diferenças significativas no músculo SOL na variável APC2 quando os membros estavam na posição IPSI à perturbação ($p=0,043$), tendo o MSIF apresentado valores inferiores de magnitude de ativação do músculo SOL.

Enquanto o membro do grupo de controlo apresentou maior magnitude do TA na resposta APC2 na posição de apoioem relação à posição IPSI ($p=0,003$), não foram encontradas diferenças significativas no MFI e no MSIF do grupo com IF entre as posições IPSI e Apoio

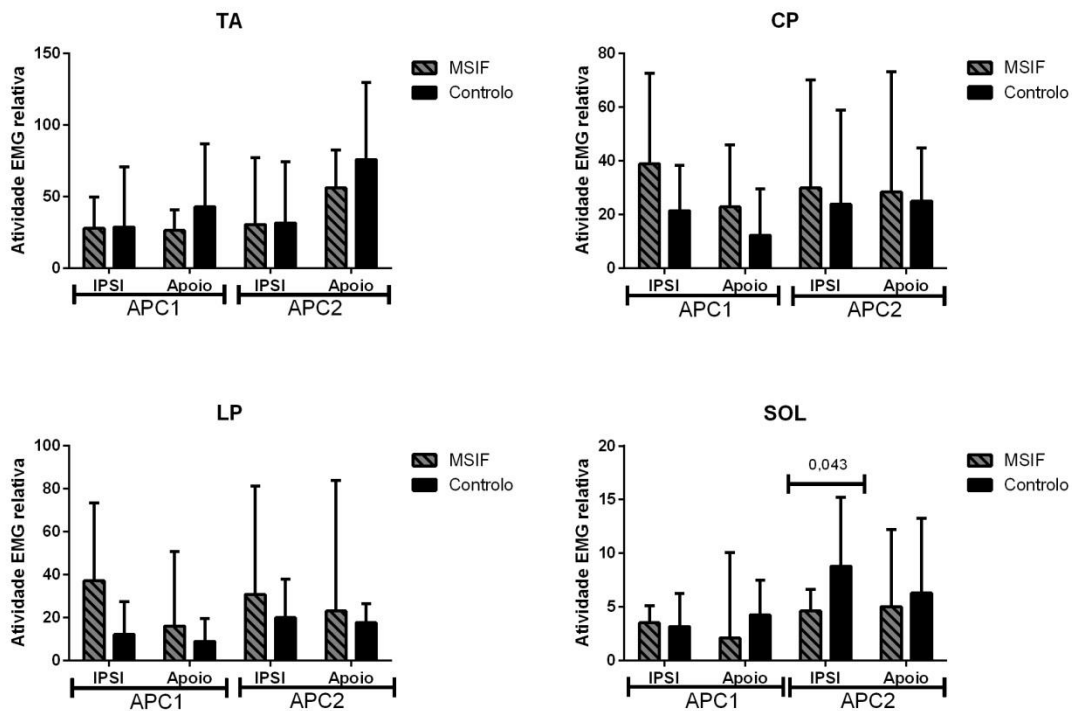


Figura5: Valores descritivos (mediana e desvio-interquartil) da magnitude da atividade das variáveis APC1 e APC2 do membro MSIF do grupo e IF e do grupo de controlo na posição IPSI e de Apoio. São também apresentados os valores de prova obtidos na comparação entre MSIF e controlo.

3.2.3 Magnitude das respostas Ia e II

As diferenças entre o MIF e o controlo foram mais notórias quando foi efetuada uma análise mais específica dentro do intervalo das respostas compensatórias. Tal como pode ser observado na Figura 6, o MIF apresentou uma menor magnitude nas respostas Ia ($p < 0.0001$) e II ($p = 0.011$) do TA na posição de apoio. O mesmo comportamento foi observado no músculo CP tendo sido verificadas diferenças significativas nas respostas Ia $p = 0,029$, II $p = 0,001$ e global $p = 0,002$. Na posição IPSI verificou-se uma tendência para o oposto. Curiosamente o músculo LP apresentou maior magnitude na resposta Ia quando assumiu a posição IPSI relativamente ao controlo ($p = 0.03$).

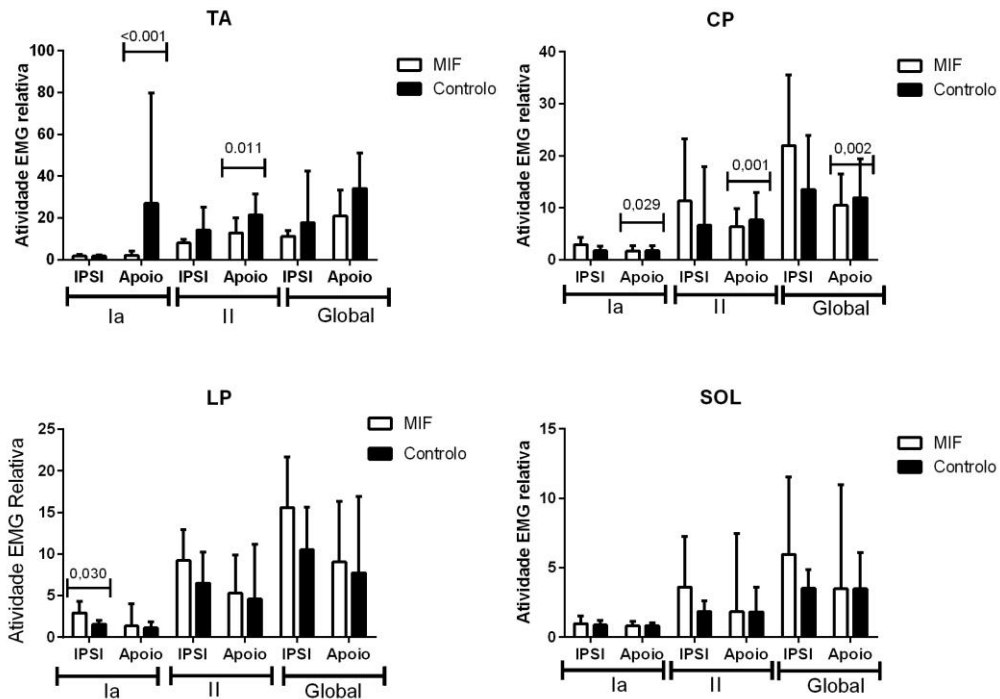


Figura6: Valores descritivos (mediana e desvio-interquartil) da magnitude das respostas Ia, II e global do membro MIF do grupo com IF e do grupo de controlo na posição IPSI e de Apoio. São também apresentados os valores de prova obtidos na comparação entre MIF e o grupo de controlo.

Quando comparado com o membro contralateral (Figura 7), o MIF apresentou uma tendência para menor magnitude das respostas dos músculos TA, CP e LP nas várias avaliações, exceto no músculo SOL. É importante notar que apesar do valor estatisticamente significativo encontrado para o músculo CP não foram detetadas diferenças estatisticamente significativas na análise *post hoc*.

Enquanto no grupo de controlo quando comparou-se o membro nas diferentes posições, o TA apresentou significativamente maior magnitude na posição de apoio nas respostas Ia ($p=0,002$) e II ($p=0,007$). No CP o membro na posição IPSI apresentou significativamente maior magnitude nas respostas Ia ($p=0,042$) e na global ($p= 0,011$), enquanto que, nas respostas II apresentou maior magnitude na posição de apoio ($p=0,011$).

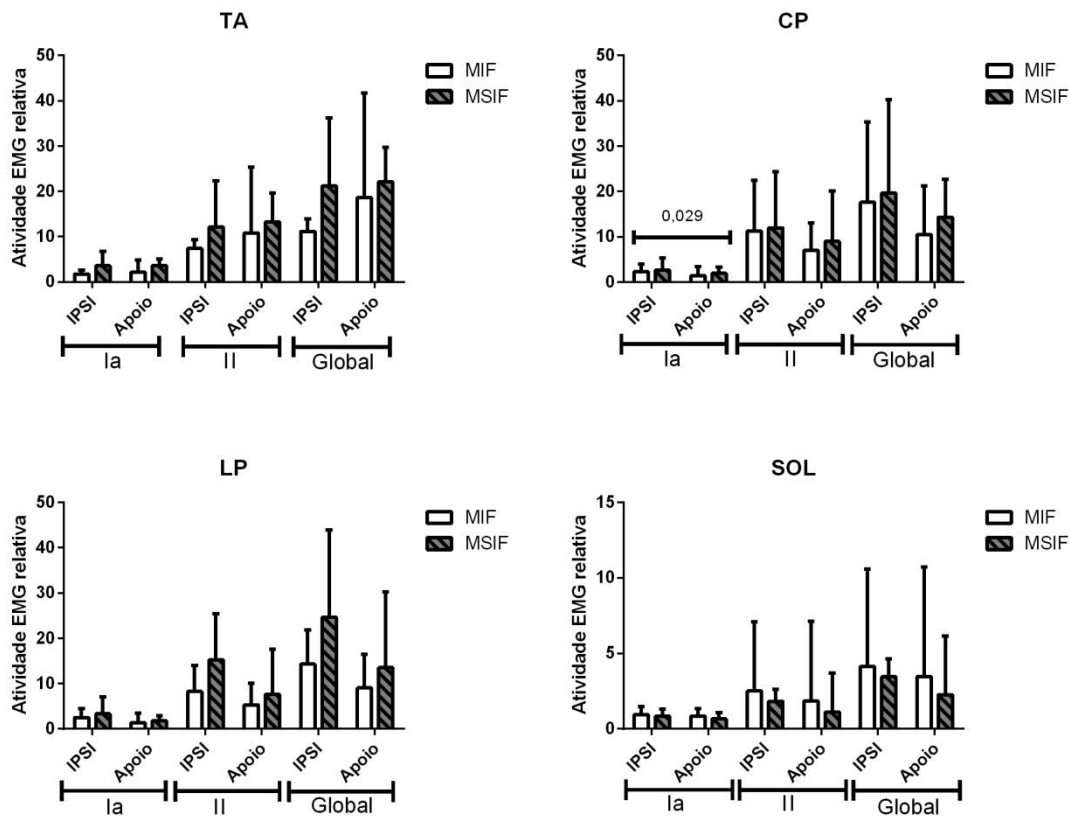


Figura7: Valores descritivos (mediana e desvio-interquartil) da magnitude das respostas Ia, II e global do membro MIF e MSIF do grupo e IF na posição IPSI e de Apoio. São também apresentados os valores de prova obtidos na comparação entre MIF e o MSIF.

Por fim, na comparação entre o membro MSIF do grupo IF e o grupo controlo (Figura 8), foram verificadas diferenças significativas no músculo LP na posição IPSI, nas respostas II ($p=0,011$) e global ($p=0,022$), tendo o MSIF apresentado maior magnitude em todas variáveis. De uma forma geral, nos restantes músculos o MSIF tendea apresentar menor magnitude na posição de apoio comparativamente ao grupo de controlo.

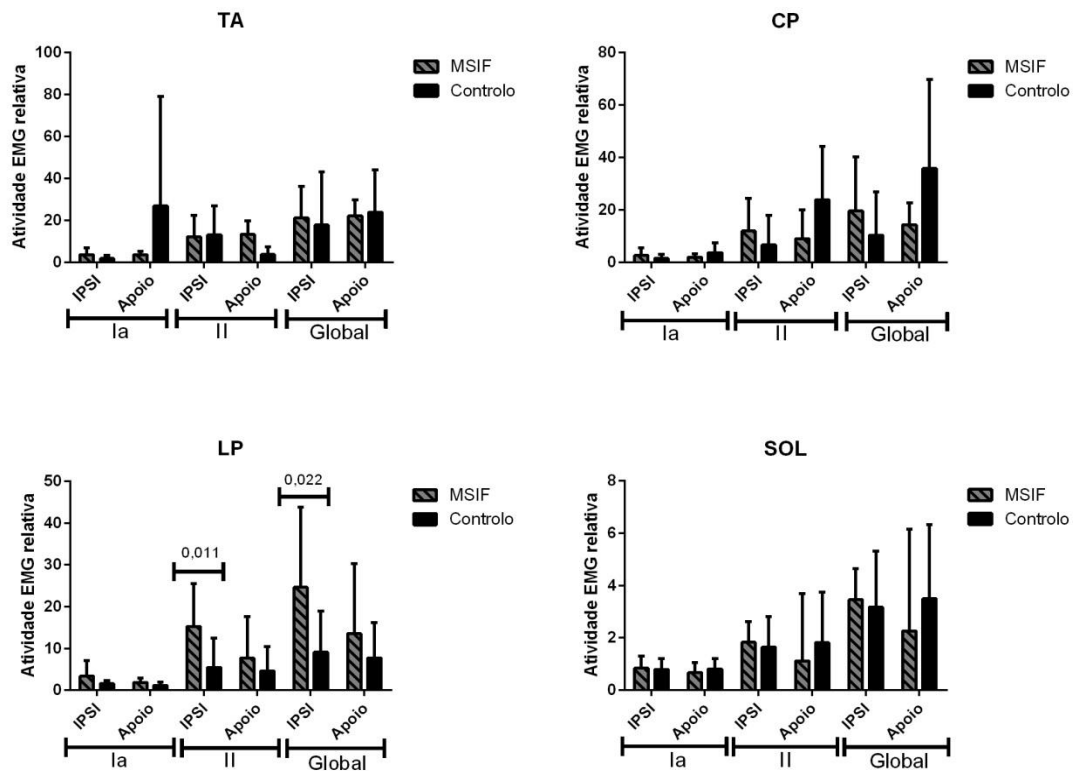


Figura 8: Valores descritivos (mediana e desvio-interquartil) da magnitude das respostas Ia, II e global do membro MSIF do grupo e IF e do grupo de controlo na posição IPSI e de Apoio. São também apresentados os valores de prova obtidos na comparação entre MSIF e controlo.

3.2 Condição previsível

Os APCs e APA associados à perturbação previsível estão representados na Figura 9. Foram detetadas diferenças significativas nos APA nos músculos TA ($p=0,006$) e LP ($p=0,020$) entre o MSFI e o controlo na posição de apoio, tendo o MSIF apresentado menores magnitudes de atividade. Além disso, no TA o MFI apresentou menor magnitude de atividade que o controlo ($p=0,031$) na posição IPSI nos APC2.

Por fim, relativamente à comparação do grupo de controlo nas diferentes posições, ao nível dos APA verificou-se que o LP apresentou maior magnitude na posição apoio ($p=0,013$). Já na variável APC2 ocorreram diferenças significativas no TA ($p=0,044$) e CP ($p=0,014$) com o membro a apresentar maior magnitude na posição IPSI. Enquanto que, no grupo com IF, verificou-se diferenças significativas apenas nos APA no músculo TA ($p=0,044$), quando comparou-se o MIF entre as posições IPSI e Apoio ($p=0,027$ e $Z= -2,215$), com o MIFa apresentar maior magnitude em apoio.

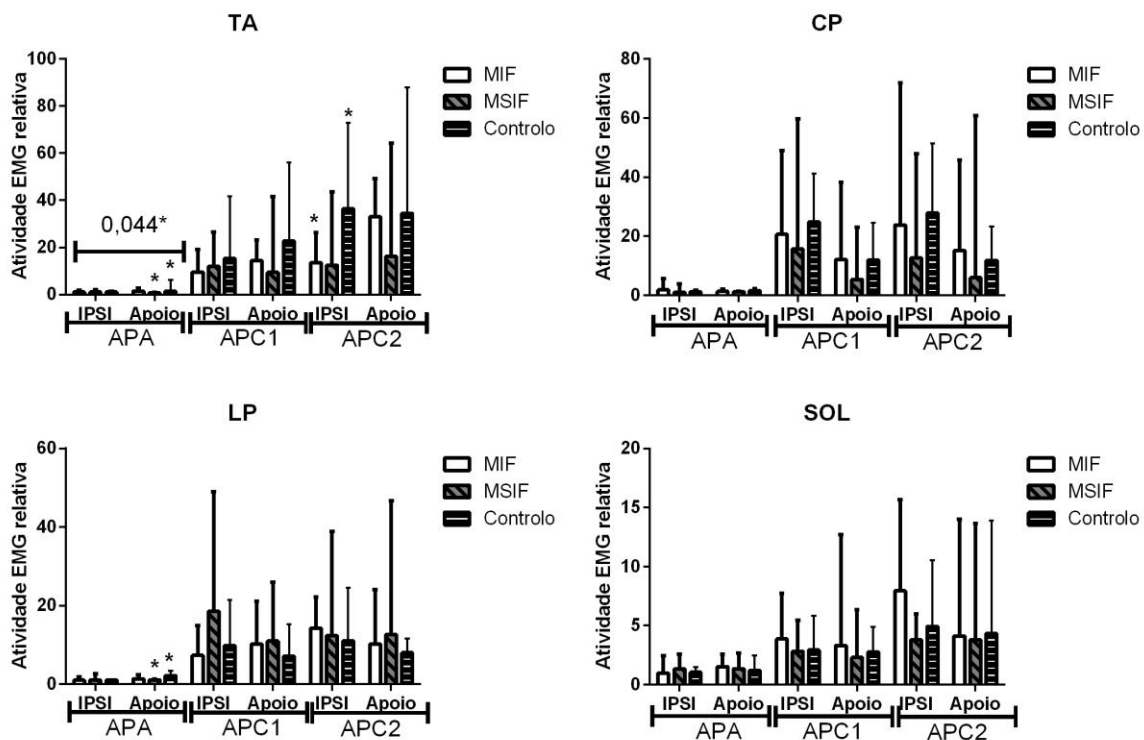


Figura9: Valores descritivos (mediana e desvio-interquartil) da magnitude das variáveis APA, APC1 e APC2 do membro MIF e MSIF do grupo IF e do grupo de controlo na posição Ipsi e de Apoio. São também apresentados os valores prova obtidos nas comparações entre MIF e Controlo, MSIF e Controlo e MFI e MSIF.* TA: APA (MSIF e controlo) $p=0,006$, APC2 (MIF e controlo) $p=0,031$; LP: APA (MSIF e controlo) $p=0,020$

4 Discussão

O presente estudo teve como objetivo avaliar diferentes componentes dos ajustes posturais envolvidos na resposta a uma perturbação externa realizada de forma previsível e imprevisível em indivíduos com IF. Pelo que, foram realizados dois tipos de comparações: entre indivíduos com IF unilateral do tornozelo e indivíduos saudáveis sem evidência de instabilidade (análise intergrupos) e entre o MIF e o MSIF do grupo com IF (análise intragrupo).

4.1 Início da atividade muscular

Os resultados obtidos no presente estudo indicam que os indivíduos com IF não apresentam alterações na resposta temporal de curta latência evidenciada nos Ti dos músculos TA, CP, LP e SOL. Para além desta ausência de diferenças entre indivíduos sem história de entorse do tornozelo e indivíduos com IF, é de notar que os tempos de resposta obtidos no grupo com IF situam-se dentro dos valores típicos descritos para indivíduos saudáveis (Vaes, Duquet & Van, 2002). Estes resultados corroboram a evidência de que os indivíduos com IF não apresentam atraso nos tempos de resposta dos músculos peroniais quando comparado com o grupo de controlo, em resposta a uma perturbação da superfície de apoio com inclinação de 30° (Eechaute, Vaes, Duquet, & Gheluwe, 2009; Fernandes, Allison, & Hopper, 2000; Hopkins, McLoda, & McCaw, 2007). Contudo vários estudos encontram um aumento do Ti em indivíduos com IF comparativamente a indivíduos saudáveis (Karlsson & Andreasson, 1992; Lofvenberg, Karrholm, Sundelin, & Ahlgren, 1995). Diferenças metodológicas adotadas em diferentes estudos podem estar na origem da divergência de resultados obtidos nesta temática (Gutierrez & kaminski, 2009). As diferenças podem estar relacionadas os critérios de selecção da amostra dado que os indivíduos com instabilidade crónica do tornozelo apresentam valores superiores do Ti dos músculos peroniais relativamente aos indivíduos que apresentam somente IM (Rosenbaum, Becker, Gerngrob, & Claes, 2000).

Defacto, os estudos que encontraram diferenças significativas entre o MIF e o controlo incluíram indivíduos com IF sem excluir a IM (Karlsson & Andreasson, 1992; Konradsen & Ravn, 1990; Lofvenberg, Karrholm, Sundelin, & Ahlgren, 1995). O tipo de perturbação utilizada poderá também explicar a divergência de resultados encontrados nesta temática. Num estudo realizado por Mitchell et al, (2008a) onde foi observado um atraso no Ti músculos TA, PL e PB, a inclinação da plataforma incluiu 3° de supinação e 20° de flexão plantar enquanto no presente estudo foi aplicada uma perturbação sob a forma de 30° de supinação. Os 30° de supinação impostos nos indivíduos do presente estudo provocaram um maior estiramento dos músculos peroniais induzindo maior estiramento das fibras Ia e II e uma resposta mais rápida. O facto de Mitchell et al, (2008a) ter aplicado uma perturbação com 3° de supinação, estando possivelmente associada a um menor estiramento dos fusos neuromusculares, poderá ter evidenciado um maior défice associado a uma resposta mais dependente da informação proveniente dos mecanorreceptores articulares (Gutierrez & kaminski, 2009; Mitchell, Dyson, Hale, & Abraham, 2008a).

Apesar de no presente estudo terem sido incluídos indivíduos com IF unilateral, é possível questionar o possível envolvimento do membro contralateral relativamente

aos mecanismos de controlo postural. De facto, existe evidência de alterações centrais nos mecanismos do controlo postural que levam a défices bilaterais após a entorse unilateral (Hertel, 2002; Munn, Sullivan, & Schneiders, 2010; Reis & Oliveira, 2012). Apesar de vários estudos terem utilizado o membro contralateral como referência, estudos recentes mostram alterações bilaterais relativamente as respostas posturais nomeadamente os tempos de resposta dos músculos peroniais (Menacho, et al., 2010; Munn, Sullivan, & Schneiders, 2010). A ausência de resultados entre o MIF e o MSIF observada no presente estudo poderia sugerir um potencial envolvimento bilateral, no entanto a ausência de diferenças verificadas entre o MIF e o MSIF em relação ao controlo refuta esta hipótese. Contudo, é de notar que o MIF apresentou valores dos tempos de resposta muscular mais distantes do grupo controlo do que em relação ao membro contralateral (Tabela 3) sugerindo um possível envolvimento contralateral. Um trabalho de revisão realizado por Menacho et al, (2010) reforça esta hipótese uma vez que verificaram que o membro com instabilidade apresentava um atraso inferior quando comparado com o contralateral em relação ao membro do grupo de controlo. Adicionalmente, na revisão realizada por Munn, Sullivan, & Schneiders (2010), é possível verificar que os estudos que fizeram comparação entre membros de indivíduos com instabilidade unilateral não encontraram diferenças do Ti do PL. Deste modo, a comparação entre membros do mesmo sujeito pode apresentar viés uma vez que pode haver comprometimentos dos dois membros.

Os resultados obtidos no presente estudo parecem indicar que os mecanismos associados à IF na amostra estudada não envolvem alterações do Ti associados às respostas de curta latência. Num estudo realizado paralelamente ao presente estudo foi observado que, os participantes apresentaram valores de sensação de posição articular passiva e ativa similares a indivíduos sem IF. As diferenças foram mais notórias, na sensação de tensão muscular, o que leva a pensar na possibilidade de um eventual comprometimento da informação propriocetiva proveniente dos órgãos tendinosos de golgi em detrimento dos mecanorreceptores articulares e fuso muscular (fibras Ia).

4.2 Magnitude dos ajustes posturais

A maioria dos estudos realizados acerca desta temática focaram-se na análise do Ti dos músculos responsáveis pela estabilidade global do tornozelo sendo poucos os que investigaram a magnitude das respostas. Paralelamente os estudos (Gruneberg, Nieuwenhuijzen, & Duysens, 2003; Gutierrez et al, 2011; Mitchell, Dyson, Hale, & Abraham, 2008a) que tentaram perceber se a magnitude dos ajustes posturais estavam comprometidos nestes indivíduos não especificaram os intervalos avaliados. Deste modo, o presente estudo

tentou perceber qual dos ajustes posturais poderiam estar comprometidos nos indivíduos com IF.

A importância das respostas associadas às fibras II tem sido destacada em estudos recentes (Bove, Nardone, & Schieppati, 2003; Grey, Ladouceur, Andersen, Nielsen, & Sinkjaer, 2001; Jacobs & Horak, 2007). Os autores defendem que numa perturbação na posição de pé, as respostas de média latência possuem um papel mais relevante na estabilidade postural, em relação às respostas de curta latência (Bove, Nardone, & Schieppati, 2003; Grey, Ladouceur, Andersen, Nielsen, & Sinkjaer, 2001). De facto, as respostas de média latência são responsáveis pela activação das sinergias musculares em todo o corpo de forma a proporcionar uma maior estabilidade (Jacobs & Horak, 2007). Apesar desta relevância, nenhum estudo se dedicou à observação das variáveis associadas a esta resposta em indivíduos com IF.

Apesar da escassez de evidência relativamente aos mecanismos associados às fibras II em indivíduos com IF, os resultados obtidos em estudos (Evans, 2004; Menacho, et al., 2010) que envolveram a avaliação bilateral dos indivíduos com IF levam a questionar se o envolvimento bilateral não poderá ser explicado pela disfunção das respostas associadas às fibras II. Esta hipótese sustenta-se na evidência de que existem vias neurais cruzadas alimentadas pela informação proveniente das fibras II dos dois membros inferiores. Estes fundamentos neurofisiológicos poderão fundamentar défices de controlo postural ipsilateral e contralateral a lesão (Bove, Nardone, & Schieppati, 2003). Os resultados obtidos no presente estudo, relativamente à magnitude da atividade muscular em intervalos descritos na literatura como associados às respostas Ia e II apontam para uma disfunção a este nível (Grey, Ladouceur, Andersen, Nielsen, & Sinkjaer, 2001). Os indivíduos com IF apresentaram uma redução da magnitude das respostas II e Ia dos músculos TA e CP quando o MIF assumiu a função de apoio. O défice em recrutar atividade do músculo CP pode estar associado a possíveis sequelas de lesões musculotendinosas descritas como frequentes em lesões ligamentares laterais do tornozelo (Chauhan, Panchal, Szabo, & Wilkins, 2014). Estes resultados além de indicarem que o MIF parece estar mais associado a um défice da magnitude das respostas II e Ia, também indicam que a IF está mais associada a um défice em recrutar atividade comparativamente a aspetos temporais. O défice de ativação do MIF quando assume a função de apoio poderá envolver um maior risco de lesão do membro contralateral, uma vez que a função do membro que está em apoio num mecanismo de entorse contralateral é acelerar o movimento do centro de massa em direcção ao membro de apoio, de forma a amortecer o mecanismo de entorse. Defende-se que este mecanismo de amortecimento do membro de apoio é parte integrante na defesa dinâmica do tornozelo (Mitchell, Dyson, Hale,

& Abraham, 2008a). A maior magnitude das respostas do LP do MSIF na posição IPSI, relativamente ao controlo parece indicar uma estratégia adaptativa deste membro face aos défices observados no MIF em apoio. Estes aspectos, em conjunto com a maior magnitude das respostas do membro em apoio no grupo controlo, parecem apontar para a relevância da utilização de estratégias que envolvam perturbações contralaterais ao MIF como fator preventivo de lesão bilateral.

O mecanismo de defesa dinâmico do tornozelo é predominantemente um movimento de eversão (Mitchell, Dyson, Hale, & Abraham, 2008a). No presente estudo os músculos LP e CP do MIF apresentaram uma tendência para maior magnitude relativamente ao controlo na posição IPSI, principalmente o LP nas respostas Ia o que parece indicar que os indivíduos com IF não apresentam défices unilaterais nos mecanismos de feedback associado à perturbação. Este aumento da magnitude pode ser uma estratégia protetiva destes indivíduos face a uma tendência para uma redução da magnitude das respostas do CP e SOL do MSIF em apoio (Gutierrez et al, 2011). Estes resultados corroboram estudos prévios (Mitchell, Dyson, Hale, & Abraham, 2008a; Gruneberg, Nieuwenhuijzen, & Duysens, 2003; Gutierrez et al, 2011), que também observaram um aumento da magnitude dos peroneais no momento da perturbação comparativamente ao controlo.

Em termos gerais, os resultados obtidos no presente estudo suportam que os membros apresentaram maior défice na posição de apoio, pelo que seria pertinente em estudos futuros avaliar a influência de perturbações contralaterais no controlo postural de indivíduos com IF.

Os resultados obtidos quando foi avaliada a magnitude das respostas compensatórias num intervalo maior indicam que os indivíduos com IF poderão compensar o défice nas respostas Ia e II com uma resposta mais tardia. De facto, o intervalo utilizado para avaliar os APC1 (50-200ms) inclui as respostas de curta latência (40-70ms), média latência (70-100 ms) e respostas de longa latência (100ms) (Gutierrez et al, 2011). Apesar de não ter sido avaliado o intervalo típico associado às respostas de longa latência, a ausência de diferenças ocorrida em termos de magnitude dos APC1 parece indicar um aumento da magnitude das respostas nesse intervalo. Considerando que a inversão imposta na posição de pé coloca o complexo ligamentar lateral em riscos de lesão após aproximadamente 100ms, esta estratégia adaptativa parece mostrar-se ineficaz para contrariar o mecanismo de lesão (Munn, Sullivan, & Schneiders, 2010).

Em termos globais não se verificaram défices na variável APC2 no grupo com IF, exceto no SOL em que o MSIF na posição IPSI apresentou menor magnitude do que o controlo. De acordo com a literatura revista, nenhum dos estudos observou o comportamento do músculo SOL nos APC2 nestes indivíduos, todavia o SOL desempenha um papel importante na

manutenção do controlo postural e na biomecânica normal do tornozelo e pé (McVey, Palmieri, Docherty, Zinder, & Ingersoll, 2005).

Os resultados adquiridos relativamente às respostas compensatórias em conjunto com o facto de estas ocorrerem num período de tempo insuficiente para fornecer estabilidade ao tornozelo durante as tarefas funcionais tornam relevante o estudo dos mecanismos antecipatórios nos indivíduos com IF (Munn, Sullivan, & Schneiders, 2010).

Os resultados observados no presente estudo relativamente aos APA reforçam a hipótese que se colocou anteriormente, em que os défices no MIF podem influenciar o membro contralateral. De facto, a magnitude da resposta os músculos LP e TA do MSIF na posição de apoio foram menores que o controlo. Os resultados observados corroboram estudos prévios (Caulfield, Crammond, & O'Sullivan, 2004; Delahunt, Monaghan, & Caulfield, 2006) que defendem que os indivíduos com IF apresentam elevado risco de lesão, uma vez que uma pré activação da atividade muscular do PL é necessária para uma efetiva e adequada estabilização articular e prevenção de entorse por inversão (Gutierrez et al, 2011; Reis & Oliveira, 2012).

Relativamente a atividade dos APC2 na perturbação previsível, foi observada menor atividade do músculo TA do MIF quando a perturbação foi aplicada ipsilateralmente. Este resultado sugere um comprometimento da estabilidade dinâmica do tornozelo uma vez que a componente de dorsiflexão associada a respostas voluntárias apresenta défices (Mitchell, Dyson, Hale, & Abraham, 2008a). Desta forma, como trabalhos futuros seria pertinente avaliar a variável APC1, em perturbações previsíveis, em intervalos mais pequenos, de forma a verificar se existe défices na magnitude das respostas Ia e II como nas perturbações imprevisíveis.

Os resultados adquiridos no presente estudo indicam que os indivíduos com IF não apresentam uma disfunção unilateral mas sim uma disfunção da unidade funcional constituída pelos dois membros inferiores. Esta perspetiva permite compreender os mecanismos posturais bilaterais de estabilidade postural perante uma perturbação unilateral. Do ponto de vista de reabilitação, os resultados obtidos parecem indicar que os défices associados à IF são mais notórios quando o membro assume uma posição contralateral à perturbação (apoio) aumentando assim o risco de lesão do membro IPSI à perturbação. Para além de uma abordagem bilateral, as estratégias utilizadas em reabilitação devem envolver perturbações contralaterais em detrimento de perturbações ipsilaterais. Apesar da consistência dos resultados obtidos é importante notar que o facto de amostra ser constituída por um número reduzido de indivíduos, pode ter influenciado os resultados.

5 Conclusão

Com a realização do presente estudo, foi possível verificar que os indivíduos com IF não apresentam défices ao nível do início da atividade muscular numa perturbação externa imprevisível. Os défices foram verificados ao nível da magnitude dos ajustes posturais compensatórios associados às respostas de curta e média latência dos músculos relevantes na estabilidade do complexo articular do tornozelo. Relativamente às perturbações previsíveis, foi possível apurar que os indivíduos com IF também apresentam défices nos ajustes posturais antecipatórios. Os défices observados tanto, ao nível dos ajustes compensatórios como antecipatórios, foram expressos quando o membro assume uma posição de apoio em relação à perturbação.

Como consideração geral, perante este estudo pode-se concluir que os dois membros do grupo com IF apresentam défices nos mecanismos compensatórios e antecipatórios.

6 Agradecimentos

Agradece-se aos participantes pela disponibilidade e colaboração neste estudo.

7 Referências bibliográfica

- Beynon, B. D., Murphy, D. F., & Alosa, D. M. (2002). Predictive Factors for Lateral Ankle Sprains: A Literature Review. *Journal of Athletic Training*, 37 (4), 376-380.
- Bove, M., Nardone, A., & Schieppati, M. (2003). Effects of leg muscle tendon vibration on group Ia and group II reflex responses to stance perturbation in humans. *Journal Physiological*, 550 (2), 617-630.
- Caulfield, B., Crammond, T., & O'Sullivan, A. (2004). Altered ankle-muscle activation during jump landings in participants with functional instability of the ankle joint. *Journal Sport Rehabilitation*, 13, 189-200.
- Chauhan, B., Panchal, P., Szabo, E., & Wilkins, T. (2014). Split Peroneus Brevis Tendon: An Unusual Cause of Ankle Pain and Instability. *The Journal of The American Board of Family Medicine*, 27 (2), 297-302.
- Correia, P. P., & Mil-Homens, P. (2000). *A Electromiografia no Estudo do Movimento Humano*. Faculdade de Motricidade Humana.
- Delahunt, E., Monaghan, K., & Caulfield, B. (2006). Changes in lower limb kinematics, Kinetics, and muscle activity in subjects with functional instability of the ankle joint during a single leg drop jump. *Journal of Orthopedic Research*, 24, 1991-2000.

- Dias, A., Correia, P., Esteves, J., & Fernandes, O. (2010). A Influência do Treino Propriocetivo no Tempo de Latência dos Músculos Peroneais Laterais, Gêmeo Externo e Tibial Anterior. *Revista Portuguesa de Fisioterapia no Desporto*, Vol. 4, No. 2, pp. 42-50.
- Docherty, C. L., Gansnedert, B. M., Arnold, B. L., & Hurwitz, S. R. (2006). Development and Reliability of the Ankle Instability Instrument. *Journal of Athletic Training*, 41(2), 154-158.
- Eechaute, C., Vaes, P., Duquet, W., & Gheluwe, B. V. (2009). Reliability and discriminative validity of sudden ankle inversion measurements in patients with chronic ankle instability. *Gait & Posture*, 30, 82-86.
- Evans, et. al. (2004). Deficits in Postural control following lateral ankle sprain. *Foot Ankle Journal*, 25(11), 833-839.
- Fernandes, N., Allison, G., & Hopper, D. (2000). Peroneal latency in normal and injured ankles at varying angles of perturbation. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 375, 193-201.
- Fridlund, A. J., & Cacioppo, J. T. (1986). Guidelines for Human Electromyographic Research. *Psychophysiology*, 23, 567-589.
- Gjelsvik, B. E. (2008). *The bobath concept in adult neurology*. New York: Thieme.
- Grey, M. J., Ladouceur, M., Andersen, J. B., Nielsen, J. B., & Sinkjaer, T. (2001). Group II muscle afferents probably contribute to the medium latency solues stretch reflex during walking in humans. *Journal of Physiology*, 925-933.
- Gruneberg, C., Nieuwenhuijzen, P., & Duysens, J. (2003). Reflex responses in the lower leg following landing impact on an inverting and non-inverting platform. *TheJournal of Physiolgy*, 550(3) 985-993.
- Gutierrez, G. M., & kaminski, T. W. (2009). Neuromuscular Control and Ankle Instability. *American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1, 359-365.
- Gutierrez et al, G. M. (2011). Examining Neuromuscular Control During Landing on a Supinating Platform in Persons With and Without Ankle Instability. *The American Journal of Sports Medicine*, 14, 1-9.
- Hertel, J. (Dezembro de 2002). Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 37, 364-375.
- Hlavackova, P., & Vuillerme, N. (2012). Do somatosensory conditions from the foot and ankle affect postural responses to plantar-flexor muscles fatigue during bipedal quiet stance? *Gait & Posture*, 36, 16-19.

- Holmes, A., & Delahunt, A. (2009). Treatment of common deficits associated with chronic ankle instability. *Sports Medicine*, 39, 207-224.
- Hopkins, I. T., Brown, T. N., Christensen, L., & Palmieri-Smith, R. M. (2009). Deficits in Peroneal Latency and Electromechanical Delay in Patients with Functional Ankle Instability. *Journal of Orthopaedic*, 27 (12),1541-1546.
- Hopkins, J. T., McLoda, T., & McCaw, S. (2007). Muscle activation following sudden ankle inversion during standing and walking. *Journal Applied Physiology*, 99, 371-378.
- Hubbard , T. J., Kaminski, T. W., Griend, R. A., & Kovaleski, J. E. (2004). Quantitative Assessment of Mechanical Laxity in the Functionally Unstable Ankle. *Journal of the American College of Sports Medicine*, 760-766.
- Jacobs, J. V., & Horak, F. B. (2007). Cortical control of postural responses. *Journal of Neural Transmission*, 114,1339-1348.
- Karlsson, J., & Andreasson, G. (1992). The effect of external ankle support in chronic lateral ankle joint instability. An electromyographic study. *The American Journal of Sports Medicine*, 20,257,261.
- Kavanagh, J. J., Bisset, L. M., & Tsao, H. (2012). Deficits in reaction time due to increased motor time of peroneus longus in people with chronic ankle instability. *Journal of Biomechanics*, 45(3), 605-608.
- Konradsen, L., & Ravn, J. (1990). Ankle instability caused by prolonged peroneal reaction time. *Acta Orthopaedic Scandinavica*, 61, 388-390.
- Lofvenberg, R., Karrholm, J., Sundelin, G., & Ahlgren, O. (1995). Prolonged reaction time in patients with chronic lateral instability of the ankle. *The American Journal of Sports Medicine*, 23,414-417.
- Lundy-Ekman, L. (2007). *Neurociência: Fundamentos para a reabilitação* (3º ed ed.).
- Magee, D. J. (2006). *Orthopedic Physical Assessment* (Fourth Edition ed.).
- Marôco, J. (2010). *Análise Estatística com o SPSS Statistics* (5ª edição ed.). Pero Pinheiro: Report Number.
- McVey, E. D., Palmieri, R. M., Docherty, C. L., Zinder, S. M., & Ingersoll, C. D. (2005). Arthrogenic Muscle Inhibition in the Leg Muscles of Subjects Exhibiting Functional Ankle Instability. *Foot & Ankle International*, 1055-1061.
- Menacho, M. O., Pereira, H. M., Oliveira, B. I., Chagas, L. M., Toyohara, M. T., & Cardoso, J. R. (2010). The peroneus reaction time during sudden inversion test: Systematic Review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, 559-565.

- Mitchell, A., Dyson, R., Hale, T., & Abraham, C. (2008a). Biomechanics of Ankle Instability. Part 1: Reaction Time to Simulated Ankle Sprain. *Journal of the American College of Sports Medicine*, 1515-1521.
- Mitchell, A., Dyson, R., Hale, T., & Abraham, C. (2008b). Biomechanics of Ankle Instability. Part 2: Postural Sway-Reaction Time Relationship. *Journal of the American College of Sports Medicine*, 1522-1528.
- Munn, J., Sullivan, S. J., & Schneiders, A. G. (2010). Evidence of sensorimotor deficits in functional ankle instability: A systematic review with meta-analysis. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13, 2-12.
- Palmieri, R. M., Ingersoll, C. D., & Hoffman, M. A. (2004). The hoffmann reflex: methodologic considerations and applications for use in sports medicine and athletic training research. *Journal of Athletic Training*, 39(3), 268-277.
- Pietrosimone, B. G., & Gribble, P. A. (2012). Chronic Ankle Instability and Corticomotor Excitability of the Fibularis Longus Muscle. *Journal of Athletic Training*, 47(6), 621-626.
- Reis, M., & Oliveira, R. (2012). A Instabilidade Crónica da Articulação Tibio-Társica: Etiologia, Fisiopatologia e Métodos de Medição e Avaliação. *Revista Portuguesa de Fisioterapia no Desporto*, 6, 6-16.
- Rosenbaum, D., Becker, H. P., Gerngrob, H., & Claes, L. (2000). Peroneal reaction times for diagnosis of functional ankle instability. *Foot and Ankle Surgery*, 6, 31-38.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Sousa, A. S., Macedo, R., Santos, R., & Tavares, J. M. (2013). Influence of wearing an unstable shoe construction on compensatory control of posture. *Human Movement Science*, 32, 1353-1364.
- Sousa, A. S., Silva, A., & Tavares, J. R. (2012). Biomechanical and neurophysiological mechanisms related to postural control and efficiency of movement: A review. *Somatosensory and Motor Research*, 1-13.
- Suda, E. Y., & Coelho, A. T. (2012). Instrumentos de avaliação para limitações funcionais associadas à instabilidade crônica de tornozelo: uma revisão sistemática da literatura. *Fisioterapia e Pesquisa*, 19(1), 79-85.
- Vaes, P., Duquet, W., & Van, G. B. (2002). Peroneal reaction times and eversion motor response in healthy and unstable ankles. *Journal of Athletic Training*, 37(4), 475-480.

- Vaes, P., Van, G. B., & Duquet, W. (2001). Control of acceleration during sudden ankle supination in people with unstable ankles. *Journal Orthopaedic&Sports Physical Therapy*, 31, 741-752.
- Velotta, J., Weyer, J., Ramirez, A., Winstead, J., & Bahamonde, R. (2011). Relationship Between Leg Dominance Tests and Type of Task. *Portuguese Journal of Sport Sciences*, 1035-1038.
- Wilkin, E. J., Hunt, A., Nightingale, E. J., Munn, J., Kilbreath, S. L., & Refshauge, K. M. (2012). Manual testing for ankle instability. *Manual Therapy*, 17, 593-596.
- Wilson, E. L., & Madigan, M. L. (2007). Effects of fatigue and gender on peroneal reflexes elicited by sudden ankle inversion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(2) 160-166.
- Zhang, S. (2012). Recent developments on models and inclusion criteria for chronic ankle instability. *Journal of Sport and Health Science*, 170-171.

