



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

**Ana Rita Ferreira Nunes**

**Ajustes posturais no início do *single leg drop landing*  
em indivíduos com instabilidade crónica do  
tornozelo**

Dissertação submetida à Escola Superior de Saúde do Politécnico do Porto para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia – Opção Terapia Manual Ortopédica, realizada sob a orientação científica da Professora Doutora Andreia Sousa, Categoria de Professor Adjunto Convidado, da Área Técnico-Científica de Fisioterapia.

**Outubro de 2017**

## Ajustes posturais no início do *single leg drop landing* em indivíduos com instabilidade crónica do tornozelo

Ana Rita Nunes<sup>1</sup>, Andreia Sousa<sup>2</sup>

<sup>1</sup>ESS – Escola Superior de Saúde, Porto, Portugal; rita.ferreira.nunes@gmail.com

<sup>2</sup>ATCFT – Área Técnico-Científica da Fisioterapia da ESS, Porto, Portugal

### Resumo

**Introdução:** O controlo postural tem sido definido como o controlo da posição do corpo no espaço e requer eficiência dos mecanismos de *feedforward* (*early postural adjustments* e ajustes posturais antecipatórios). Têm sido demonstradas alterações bilaterais nos mecanismos de *feedforward*, nos indivíduos com instabilidade crónica do tornozelo (ICT), no entanto a análise destas modificações em tarefas próximas dos mecanismos de lesão carece ainda de investigação. **Objetivo:** Avaliar os ajustes posturais no início do *single leg drop landing* (SLDL) em contexto de dupla tarefa, em ambos os membros inferiores, nos indivíduos com ICT. **Métodos:** Foi realizado um estudo observacional analítico transversal, com uma amostra de 28 atletas distribuídos em dois grupos, com e sem ICT, de acordo com os critérios do *International Ankle Consortium*. Os participantes realizaram o SLDL a partir de uma superfície de apoio estável para uma superfície instável, em contexto de dupla tarefa. O sinal das forças de reação do solo e centro de pressão (CoP) foram monitorizados nas duas superfícies de apoio, para aceder ao instante temporal correspondente ao início relativo da oscilação do CoP para o membro que inicia (MI) e para o membro de apoio (MA), bem como ao instante de contacto com a superfície instável (*landing*). Foram ainda recolhidas as amplitudes do deslocamento do CoP para o MI e no MA. O sinal eletromiográfico (EMG) dos músculos glúteo médio, reto femoral (RF), gastrocnémio medial (GM), solear, tibial anterior (TA), peroneais longo (LP) e curto (CP) foi utilizado para identificação do *timing* de variação de atividade muscular em relação ao início da oscilação do CoP e da magnitude relativa de ativação muscular. Para análise estatística foi utilizado um intervalo de confiança de 95% (nível de significância  $\alpha=0,05$ ). **Resultados:** Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre grupos no *timing* de variação de atividade muscular, no entanto, foi observada uma tendência para um atraso no membro ipsilesional (quando inicia a tarefa), associado a uma tendência bilateral para alterações na ordem de recrutamento muscular no grupo com ICT. O grupo com ICT mostrou uma diminuição significativa da magnitude de ativação do músculo RF contralesional como MA durante o deslocamento do CoP para o MI. Foi ainda observada uma tendência bilateral para menor magnitude de ativação até ao início do movimento do tornozelo que inicia a tarefa no grupo com ICT. Já próximo ao contacto com a superfície instável, o membro ipsilesional apresentou uma diminuição significativa da magnitude de ativação dos músculos CP, TA e RF. Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos nas variáveis relacionadas com a oscilação do CoP, no entanto, foi notória uma tendência para atraso no início da oscilação do CoP para o MI e para o MA, bem como tendência para maior amplitude de deslocamento para o MI, em ambos os membros inferiores do grupo com

ICT. A amplitude de deslocamento no MA mostrou-se tendencialmente superior no membro ipsilesional. O contacto com a superfície instável mostrou-se tendencialmente mais tardio no grupo com ICT. **Conclusão:** O grupo com ICT demonstrou alterações bilaterais no controlo postural durante o início do SLDL. No membro ipsilesional estas foram expressas por uma diminuição da magnitude de ativação dos músculos CP, TA e RF durante o *landing*. Por sua vez, o membro contralesional, no papel de MA, demonstrou uma diminuição da magnitude de ativação do músculo RF, durante o deslocamento do CoP para o MI.

**Palavras-chave:** Controlo postural; *feedforward*; instabilidade crónica do tornozelo; *single leg drop landing*.

### Abstract

**Background:** Postural control has been defined as the control of the body's position in space and requires efficiency of the feedforward mechanisms (early postural adjustments and anticipatory postural adjustments). Bilateral changes in feedforward mechanisms have been demonstrated in individuals with chronic ankle instability (CAI). Nonetheless, the analysis of feedforward mechanisms in tasks close to the mechanisms of injury is still lacking. **Aim:** To evaluate the postural adjustments at the beginning of the single leg drop landing (SLDL) in a dual task context, in both lower limbs, and in individuals with CAI. **Methods:** A cross-sectional observational study was carried out with a sample of 28 athletes distributed into two groups, one with and one without CAI, according to the criteria of the International Ankle Consortium. The participants performed the SLDL from a stable support surface onto an unstable surface in a dual task context. The measurement of ground reaction forces and center of pressure (CoP) were monitored on the two support surfaces to access the time instant of the beginning of CoP displacement to the starting limb (MI) and the supporting limb (MA), as well as the instant of contact with the unstable surface. CoP displacement for the MI and in the MA was computed. The electromyographic (EMG) signal of gluteus medius, rectus femoris (RF), medial gastrocnemius (GM), soleus, tibialis anterior (TA), long (LP) and short peroneal (CP) muscles was collected to identify the timing of muscle activity variation in relation to the onset of CoP displacement and the relative magnitude of muscular activation. For statistical analysis, a 95% confidence interval was used (level of significance  $\alpha=0.05$ ). **Results:** No statistically significant differences were found in the timing of muscle activity variation between the groups. However, there was a tendency for a delay in the ipsilesional limb (when it starts the task) associated with a tendency for bilateral changes related to the recruitment order in the group with CAI. This group showed a significant decrease in the magnitude of contralesional RF muscle activation as MA during the displacement of the CoP to the MI. A trend to a bilateral lower magnitude of activation was observed until the beginning of the ankle movement. Once close to contact with the unstable surface, the ipsilesional limb showed a significant decrease in the magnitude of activation of the CP, TA and RF muscles. There were no statistically significant differences between the groups in CoP displacement variables. Nevertheless, there was a tendency for a delay in the beginning of the CoP displacement for the MI and for the MA and bilateral increased CoP displacement for the MI in CAI group. Also a trend to increased CoP displacement in the MA was observed in ipsilesional limb together with a trend to a delayed contact with the unstable surface in the group with CAI. **Conclusion:** The CAI group demonstrated bilateral changes in postural control during the beginning of SLDL. In the ipsilesional limb, those were expressed by a decrease in the activation magnitude of the CP, TA and RF muscles during

moment of landing. In the contralesional limb changes were demonstrated by decreased RF activation during the displacement of CoP to the MI while assuming the MA position.

**Key words:** Postural control; feedforward; chronic ankle instability; single leg drop landing

## 1 Introdução

O controlo postural tem sido definido como o controlo da posição do corpo no espaço, com o duplo propósito de estabilidade e orientação através do processamento central dos *inputs* sensoriais, provenientes das vias de informação visual, vestibular e somatossensorial, bem como da resposta eferente resultante (Sousa, Silva, & Tavares, 2012; Wikstrom E., Tillman, Chmielewski, & Borsa, 2006). A manutenção da estabilidade postural requer que o centro de massa corporal permaneça dentro dos limites da base de suporte e alinhado com o centro de pressão (CoP) (Sousa, Silva, & Tavares, 2012). Esta capacidade requer eficiência dos mecanismos de *feedforward*, que consistem nos *early postural adjustments* (EPA's), seguidos pelos ajustes posturais antecipatórios (APA's), antes de uma ação corporal esperada, que refletem o processamento do planeamento motor e a ativação dos músculos posturais, para minimizar o deslocamento do centro de massa, durante a perturbação (Krishnana, Latashb, & Aruina, 2012; Santos, Kanekar, & Aruin, 2010b). Um controlo postural eficaz depende também dos mecanismos de *feedback*, que passam por ajustes posturais compensatórios (APC's), iniciados pelos sinais de *feedback* sensorial após as perturbações. Estes têm objetivo de realizar alterações momentâneas na ativação neuromuscular e restaurar a posição do centro de massa (Mohapatra, Kukkar, & Aruin, 2014; Pietrosimone & Gribble, 2012; Scariot, Claudino, Santos, Rios, & Santos, 2012; Sousa, Silva, & Tavares, 2012).

Vários autores referem que a estabilidade postural se encontra diminuída após a entorse do tornozelo, devido a um comprometimento do sistema sensoriomotor por lesão dos mecanorreceptores articulares e ligamentares (Caulfield & Garrett, 2002; Delahunt, Monaghan, & Caulfield, 2006a; Doherty C., et al., 2014a). Definida como uma lesão ligamentar traumática aguda, produzida por uma inversão excessiva do retropé ou por um movimento combinado de flexão plantar com adução, a entorse do tornozelo apresenta uma prevalência de 25,8% na população desportiva portuguesa, representando um problema de saúde pública, associado a uma abstinência desportiva e laboral significativas (Gribble, et al., 2014; Lai & Lee, 2015; Massada, Pereira, Aido, Sousa, & Massada, 2010;

Ridder R. , et al., 2015). Desportos como andebol, basquetebol, futebol e voleibol encontram-se mais predispostos à entorse do tornozelo, como consequência das elevadas forças de impacto na execução de saltos repetidos e mudanças de direção, principalmente em superfícies irregulares (Delahunt, Monaghan, & Caulfield, 2006b; Doherty C. , et al., 2014b; Mitchell, Dyson, Hale, & Abraham, 2008).

Estima-se que mais de 70% dos indivíduos que experienciam uma entorse inicial desenvolvem instabilidade crónica do tornozelo (ICT) (Kavanagh, Bisset, & Tsao, 2012). Esta desordem neuromuscular e/ou mecânica complexa é caracterizada pela presença de sintomas residuais persistentes, como sensação de instabilidade do tornozelo, episódios incontrolados e imprevisíveis de inversão excessiva do retropé (*giving way*) (Gribble, et al., 2014), principalmente em condições dinâmicas (Gutierrez & Kaminski, 2010), bem como por entorses recorrentes, alterações estas que culminam em repercussões negativas na funcionalidade e qualidade de vida (Kavanagh, Bisset, & Tsao, 2012; Levin, et al., 2015; Moisan, Descarreaux, & Cantin, 2017). A ICT engloba instabilidade funcional (IF), podendo estar ou não associada a instabilidade mecânica (IM) (Ridder R. , Willems, Vanrenterghem, Robinson, & Roosen, 2014). Esta última caracteriza-se por laxidez excessiva do retropé em inversão ou laxidez anterior excessiva da articulação tibiotársica, com presença de amplitudes articulares aumentadas (fisiológica e acessória) (Brown, Padua, Marshall, & Guskiewicz, 2008; Feger, Donovan, Hart, & Hertel, 2015; Moisan, Descarreaux, & Cantin, 2017).

Não existe consenso na literatura no que diz respeito à patogénese da ICT. No entanto, existem várias teorias explicativas, que apontam uma causa multifatorial para esta disfunção (Gutierrez & Kaminski, 2010). Inicialmente, os autores associaram o aparecimento da ICT à teoria da desaferenciação articular que ocorre na entorse lateral inicial (Hale, Fergus, Axmacher, & Kiser, 2014), especulando que este dano resulta em diminuição dos *inputs* aferentes e do *feedback* sensorial, o que conduz a alterações do controlo neural periférico, expressas através de atraso ou diminuição dos ajustes posturais compensatórios, défices da força muscular e défices proprioceptivos (Caulfield & Garrett, 2002; Caulfield & Garrett, 2004; Hale, Fergus, Axmacher, & Kiser, 2014; Munn, Beard, Refshauge, & Lee, 2003; Ross, Guskiewicz, & Yu, 2005). A evidência mais recente sugere também a existência de modificações no processamento e integração da informação sensorial por parte do sistema nervoso central (SNC), repercutindo-se em alterações nos

mecanismos de controlo sensoriomotor supra-espinal (Caulfield & Garrett, 2004; Delahunt, Monaghan, & Caulfield, 2006b; Hale, Fergus, Axmacher, & Kiser, 2014). A alteração destes mecanismos em casos de ICT é suportada pela demonstrada diminuição da excitabilidade corticomotora descendente dos músculos estabilizadores do tornozelo nos indivíduos com ICT (Pietrosimone & Gribble, 2012), bem como pela presença de alterações neuromusculares, em ambos os membros inferiores (com e sem história prévia de entorse) e/ou nas articulações mais proximais, com repercussões negativas na estabilidade articular dinâmica (Delahunt, Monaghan, & Caulfield, 2006b; Doherty C. , et al., 2014b; Gribble & Robinson, 2009; Terada, Ball, Pietrosimone, & Gribble, 2016). De facto, diversos estudos apontam a existência de alterações nos mecanismos de *feedforward* nos indivíduos com ICT, tanto em tarefas estáticas, como dinâmicas (Rodriguez-Merchan, 2012). Durante a marcha, Koldenhoven, Feger, Fraser, Saliba, & Hertel, (2016), demonstraram alterações no *timing* e magnitude de ativação muscular preparatória do longo peroneal (LP), tibial anterior (TA), gastrocnémio medial (GM) e glúteo médio (Glúteo M.) (antes do contacto com o solo), associado a um aumento da flexão plantar e inversão, bem como a um deslocamento lateral do CoP em apoio (Koldenhoven, Feger, Fraser, Saliba, & Hertel, 2016). No entanto, estes resultados não são consensuais entre os variados estudos que analisam a marcha (Hopkins, Coglianesi, Glasgow, Reese, & Seeley, 2012; Koldenhoven, Feger, Fraser, Saliba, & Hertel, 2016). O mesmo acontece com as diversas tarefas estudadas, nomeadamente, *landing* após salto, transição de apoio bipodálico para unipodálico, apoio unipodálico estático e mudanças de direção, em que os autores demonstram diferentes alterações neuromusculares, não permitindo retirar conclusões assertivas (Gutierrez, et al., 2012; Koshino, et al., 2016; Rodriguez-Merchan, 2012; Terada, Pietrosimone, & Gribble, 2014). Na tentativa de clarificar as alterações subjacentes a esta disfunção, vários autores salientam a necessidade de avaliar as diferentes componentes do controlo neuromuscular na ICT, em condições mais próximas dos mecanismos de lesão. O *single leg drop landing* (SLDL) é apontado na literatura como uma tarefa dinâmica, próxima ao contexto desportivo. Esta aumenta o risco de entorse lateral, por incorporar flexão plantar, propulsão anterior e estar associada a forças de impacto elevadas, tornando-se potencialmente mais reveladora da disfunção postural que está na origem da ICT (Dundas, Gutierrez, & Pozzi, 2014; Lai & Lee, 2015; Levin, et al., 2015; Ridder R. , et al., 2015).

Durante a execução do SLDL parece ser consensual que os indivíduos com ICT apresentam um aumento da dorsiflexão e da inversão do pé e uma flexão plantar diminuída durante o contacto com o solo, bem como aumento da flexão da anca e joelho previamente ao *landing* (Doherty C. , et al., 2014b; Doherty C. , et al., 2016; Kim & Jeon, 2016). Apesar destas alterações cinemáticas, os estudos dedicados à avaliação do controlo postural apresentam resultados menos consensuais (Wikstrom, Tillman, & Borsa, 2005). Enquanto alguns autores verificam a necessidade de maiores tempos para estabilização, associada a uma diminuição da atividade do músculo solear no contacto com o solo, nos indivíduos com ICT (Ross, Guskiewicz, & Yu, 2005), outros não encontram défices no tempo necessário para a estabilização médio-lateral (ML) (Wikstrom, Tillman, & Borsa, 2005). Esta divergência de resultados, associada a poucos estudos dedicados à análise eletromiográfica durante o SLDL, torna relevante a investigação dos mecanismos de controlo postural envolvidos no início do *drop landing*, uma vez que estes ajustes têm sido descritos como determinantes para aumentar a estabilidade na tarefa e desempenho do primeiro passo (Sousa, Silva, & Santos, 2015a; Sousa, Silva, & Santos, 2015b). Considerando a evidência demonstrada relativamente à alteração dos mecanismos de *feedforward* em indivíduos com ICT, pode ser estabelecida a hipótese de que, indivíduos com ICT apresentem alterações no deslocamento do CoP para o membro que inicia (MI) e para o membro em apoio (MA), associado a alterações no *timing* e magnitude de atividade muscular, nos membros ipsilesional e contralesional, e que estas alterações condicionam as fases seguintes da tarefa.

É importante ainda notar que os estudos que avaliaram o SLDL não apresentam a tarefa direcionada para um objetivo, a não ser a execução do próprio movimento, o que não corresponde a uma situação verdadeiramente funcional. De facto, nas atividades desportivas a atenção não está completamente focada na tarefa (*landing*), mas sim no objetivo do jogo. Alguns autores especulam que, a alteração dos *inputs* visuais durante uma tarefa, possa aumentar os défices nas estratégias de movimento dos indivíduos com ICT (Gutierrez & Kaminski, 2010; Terada, Ball, Pietrosimone, & Gribble, 2016). O *landing* numa superfície instável parece, da mesma forma, exigir um aumento dos ajustes posturais e permitir uma maior aproximação à realidade desportiva, bem como ao mecanismo de lesão (Deun, Stappaerts, Levin, Janssens, & Staes, 2011; Mohapatra, Kukkar, & Aruin, 2014).

Tendo em consideração o exposto, estabeleceu-se como objetivo do presente estudo avaliar os ajustes posturais no início do SLDL em contexto de dupla tarefa, em ambos os membros inferiores, nos indivíduos com ICT. Para dar resposta a este objetivo, serão avaliados os instantes temporais relativos ao início da oscilação do CoP para o MI, para o MA e ao *landing*, bem como a amplitude de deslocamento do CoP nestas subfases. Será também analisado o *timing* da variação da atividade muscular do solear, GM, Glúteo M., curto peroneal (CP), TA, LP e reto femoral (RF), bem como a magnitude de ativação nas diversas subfases.

## 2 Métodos

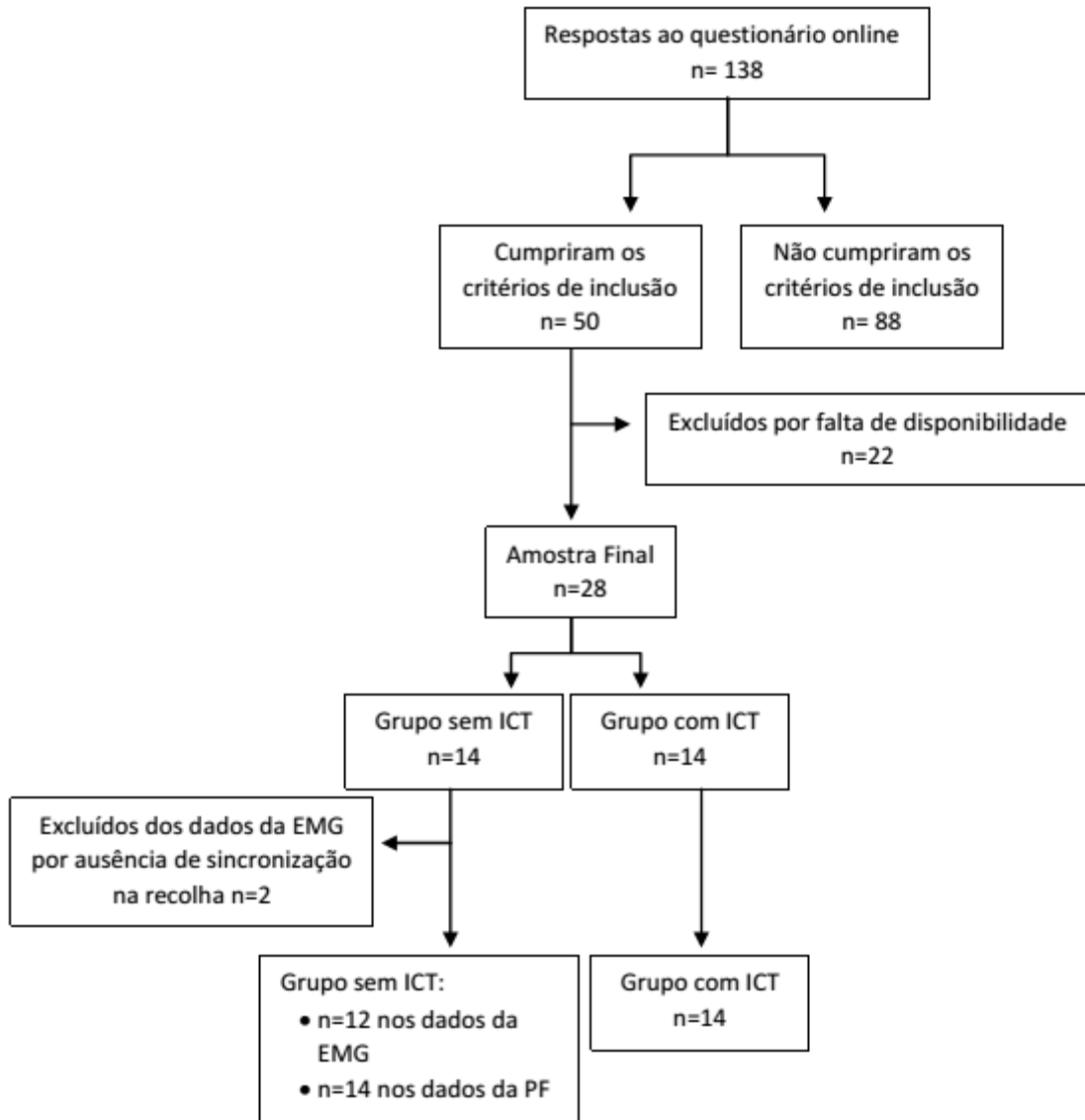
### 2.1 Amostra

Para a concretização do presente estudo, do tipo observacional analítico transversal, recorreu-se a uma amostra de indivíduos, de ambos os sexos, com idades compreendidas entre os 18 e 40 anos, selecionados de forma não probabilística e voluntária (Barlow, Donovan, Hart, & Hertel, 2015; Flevas, et al., 2016; Linens, Ross, Arnold, Gayle, & Pidcoe, 2014). Foram incluídos atletas estudantes da Escola Superior de Saúde (ESS) do Politécnico do Porto e atletas de clubes do distrito do Porto, praticantes de modalidades consideradas de alto risco para ocorrência de entorse do tornozelo, nomeadamente, futebol, basquetebol, andebol e/ou voleibol (Feger, Donovan, Hart, & Hertel, 2015; Gehring, et al., 2014; Koldenhoven, Feger, Fraser, Saliba, & Hertel, 2016; Webster, Pietrosimone, & Gribble, 2016). Os participantes foram distribuídos por 2 grupos, em função da presença de ICT, de acordo com o *International Ankle Consortium* (Gribble, et al., 2014). No grupo com ICT foram inseridos indivíduos que apresentassem os seguintes critérios: história de, pelo menos, uma entorse unilateral do tornozelo (que causou sinais inflamatórios e exigiu, no mínimo, um dia de interrupção da atividade física), ocorrida há pelo menos 12 meses antes do início do estudo (Fereydounnia, et al., 2016; Flevas, et al., 2016; Gribble, et al., 2014); entorse mais recente ocorrida há mais de três meses; ausência de reabilitação direcionada à entorse, nos últimos 6 meses (Gribble, et al., 2014; Terada, Harkey, Wells, Pietrosimone, & Gribble, 2014; Wikstrom, Bishop, Inamdar, & Hass, 2010a); história anterior de episódios de *giving way* e/ou sensação de instabilidade no tornozelo afetado, confirmada pela escala *Ankle Instability Instrument* (AII) (Deun, Stappaerts, Levin, Janssens, & Staes, 2011; Donahue, Docherty, & Riley, 2014; Fereydounnia, et al., 2016; Linens, Ross, Arnold, Gayle, & Pidcoe, 2014).

No grupo sem ICT foram incluídos participantes saudáveis, sem história de entorse, de instabilidade e/ou de episódios de *giving way* em qualquer um dos tornozelos (Feger, Donovan, Hart, & Hertel, 2015; Futatsubashi, Sasada, Tazoe, & Komiyama, 2013; Gribble, et al., 2014).

Foram excluídos de ambos os grupos indivíduos que apresentassem um ou mais dos seguintes critérios: história de outra lesão ou patologia músculo-esquelética nos membros inferiores nos últimos 3 meses (Deun, Stappaerts, Levin, Janssens, & Staes, 2011; Gribble, et al., 2014; Wikstrom, Bishop, Inamdar, & Hass, 2010a); história de fratura ou cirurgia nos membros inferiores e/ou coluna lombar (Feger, Donovan, Hart, & Hertel, 2015; Gribble, et al., 2014); presença de alterações vestibulares e/ou de equilíbrio já diagnosticadas (Donahue, Docherty, & Riley, 2014; Fereydounnia, et al., 2016; Terada, Harkey, Wells, Pietrosimone, & Gribble, 2014); história de patologia neurológica, neuromuscular, neurovascular, circulatória, cardiovascular e/ou metabólica (Feger, Donovan, Hart, & Hertel, 2015; Fereydounnia, et al., 2016; Koldenhoven, Feger, Fraser, Saliba, & Hertel, 2016; Lohrer, et al., 2015); obesidade [Índice de Massa Corporal (IMC) igual ou superior a 30 kg/m<sup>2</sup>] (Lohrer, et al., 2015); e presença de dor e/ou sinais inflamatórios nos membros inferiores no momento da avaliação (Koshino, et al., 2016; Linens, Ross, Arnold, Gayle, & Pidcoe, 2014; Ridder R. D., Willems, Vanrenterghem, & Roosen, 2015).

Assim, após o processo de seleção, sintetizado na figura 1, a amostra final foi constituída por 14 indivíduos no grupo sem ICT e 14 indivíduos no grupo com ICT.



**Figura 1:** Diagrama da Amostra (ICT- Instabilidade crónica do Tornozelo; EMG- Eletromiografia de superfície; PF- Plataforma de Forças)

## 2.2 Instrumentos

### 2.2.1 Questionário de seleção e caracterização da amostra

Para a seleção e caracterização da amostra recorreu-se a um questionário (anexo 1), elaborado através da ferramenta *Google Forms*, que permitiu a aplicação dos critérios de elegibilidade e a recolha de informações sociodemográficas.

### 2.2.2 *Ankle Instability Instrument*

No sentido de identificar, com precisão, os indivíduos com ICT unilateral utilizou-se o AII (anexo 2). Este questionário autorrelatado é constituído por 9 questões fechadas (dicotómicas), organizadas em 3 categorias, nomeadamente severidade da entorse inicial

do tornozelo, história da instabilidade do tornozelo e instabilidade durante as atividades de vida diária (Docherty, Gansneder, Arnold, & Hurwitz, 2006; Donahue, Docherty, & Riley, 2014). A existência de IF é confirmada pela presença de, pelo menos, quatro respostas afirmativas, incluindo à questão número 1 (Docherty, Gansneder, Arnold, & Hurwitz, 2006; Terada, Pietrosimone, & Gribble, 2014). Um estudo realizado, que se encontra em fase de publicação, apresentou um coeficiente de correlação intraclasse (ICC) de 0,98 para este instrumento.

### 2.2.3 Foot and Ankle Outcome Score

O questionário *Foot and Ankle Outcome Score* (FAOS) (anexo 3) foi utilizado para avaliar os sintomas e as limitações funcionais associados à ICT. Este é auto-aplicado e constituído por 42 *items*, distribuídos em 5 subescalas, nomeadamente “dor”, “outros sintomas”, “atividades da vida diária”, “desporto e função recreativa” e “qualidade de vida”. A pontuação para cada *item* varia entre 0 e 4, sendo que em cada subescala é calculado o *score* final, onde 100% indica sem sintomas e 0% indica sintomas extremos (Donahue, Simon, & Docherty, 2011; Eechaute, Vaes, Aerschot, Asman, & Duquet, 2007; Golightly, et al., 2014; Simon, Donahue, & Docherty, 2014). A versão portuguesa do FAOS apresenta boa validade e fiabilidade, com valores de ICC entre 0.828 - 0.936 e consistência interna ( $\alpha$ ) de 0.821 a 0.956 (Domingues, Pascoalinho, & Esteves, s.d).

### 2.2.4 Estadiómetro Seca® 222 e balança Seca® 760

A avaliação do peso corporal, em kilogramas (Kg), foi efetuada através de uma balança Seca® 760 (seca – *Medical Scales and Measuring Systems*®, Birmingham, United Kingdom), com precisão de 1 Kg. O estadiómetro seca® 222 (seca – *Medical Scales and Measuring Systems*®, Birmingham, United Kingdom) tem uma precisão de 1 milímetro (mm) e permitiu a medição da altura em metros (m).

### 2.2.5 Testes Manuais Ortopédicos e goniómetro universal

Os indivíduos pertencentes ao grupo com ICT foram submetidos aos testes manuais de *stress talar tilt* e *anterior drawer test*, com o objetivo de identificar a presença de IM (Lohrer, et al., 2015). Estudos mostraram que o *anterior drawer test* apresenta sensibilidade e especificidade de 100% e 66,67%, respetivamente (Vaseenon, Gao, & Phisitkul, 2012). Para o *talar tilt test* verificam-se valores de 49% para a sensibilidade e 78% para a especificidade (Rosen, Ko, & Brown, 2015).

Recorreu-se ao goniómetro universal BASELINE®, com uma precisão de 1 grau, para colocar a articulação tibio-társica na amplitude de movimento de flexão plantar pretendida para a realização do *anterior drawer test* (Parasher, Nagy, Em, Phillips, & Donough, 2012). Vários estudos salientam a existência de uma boa fiabilidade intra-observador para a avaliação da amplitude de movimento com o goniómetro universal (ICC de 0,94 para medições em geral) (Brosseau, et al., 2001; Norkin & White, 2009; Roach, Juan, Suprak, & Lyda, 2013; Youdas, Bogard, & Suman, 1993).

#### 2.2.6 Weight-bearing lunge test com recurso a inclinómetro e fita métrica

O défice da amplitude de dorsiflexão em carga constitui um dos fatores de risco para a ICT, uma vez que influencia negativamente o controlo postural dinâmico (Grindstaff, et al., 2015; Terada, Harkey, Wells, Pietrosimone, & Gribble, 2014). Neste seguimento, recorreu-se ao *Weight-bearing lunge test* (WBLT), que permite avaliar a amplitude articular de dorsiflexão, com o indivíduo em carga, possibilitando uma melhor representação da amplitude de movimento disponível para a realização das atividades funcionais (Grindstaff, et al., 2011; Hoch & McKeon, 2011). Para a sua execução recorreu-se a uma fita métrica inelástica, com precisão de 1mm (para definir a posição inicial do teste) e ao *Baseline® Bubble Inclinometer* (White Plains, New York, 10602), cujo objetivo foi determinar o ângulo da tibia em relação ao solo (Calatayud, et al., 2015; Konor, Morton, Eckerson, & Grindstaff, 2012). Este teste apresenta um coeficiente de correlação ( $r$ ) de 0,76 ( $p = 0.001$ ), quando comparado com a amplitude de movimento obtida por câmaras (Halla & Docherty, 2017).

#### 2.2.7 Eletromiografia de superfície (EMG)

A atividade eletromiográfica dos músculos Glúteo M., bíceps femoral, RF, GM, solear, LP, CP e TA foi recolhida bilateralmente, através de dois eletromiógrafos portáteis *bioPLUX research* (PLUX® wireless biosignals SA, Portugal), com uma frequência de aquisição de 1000 Hertz (Hz). Este sistema possui um ganho de 1000, um coeficiente de rejeição de modo comum igual a 110dB, impedância de entrada  $> 1\text{Gohm}$  e uma banda de passagem de 25-500Hz. Os dados foram enviados via *bluetooth* para um computador portátil, através do *software MonitorPlux* (PLUX®, Portugal), com 8 canais analógicos de 12bit e frequência de amostragem de 1000Hz.

Para cada músculo utilizaram-se dois elétrodos de cloreto de prata (Dahlhausen 505®), descartáveis e autoadesivos de gel, de superfície circular, com 1centímetro (cm) de

raio. Foi efetuada uma aplicação bipolar, com uma distância de 20mm entre as superfícies de deteção (Kavanagh, Bisset, & Tsao, 2012; Nordin & Dufek, 2016).

Os sinais obtidos foram processados através do *software Matlab® R2012a* [TheMathWorksInc., Boston, MA, Estados Unidos da América (EUA)] e pelo *software Acqknowledge®*, versão 3,9 (BiopacSystemsInc, Goleta, CA, EUA).

#### 2.2.8 Plataforma de Forças

O registo das forças de reação ao solo foi obtido através de duas plataformas de força (PF) (FP4060-10 e FP4060-08, Bertec® - Bertec Corporation, Columbus, U.S.A.), embutidas no solo, de 60 cm de comprimento e 40 cm de largura, ligadas a um amplificador Bertec AM 6300, com ganhos predefinidos e uma frequência de amostragem de 100 Hz. Este instrumento permitiu monitorizar a componente vertical das forças de reação do solo (Fz) e as oscilações ML e ântero-posteriores (AP) do CoP durante a tarefa em análise. Tendo em conta a tarefa em estudo, este instrumento apresenta um ICC>0,76, indicando uma fiabilidade boa a excelente (Hartley, Hoch, & McKeon, 2016).

#### 2.2.9 Sistema Qualisys

Para deteção do início do movimento foi utilizado um sistema de captação e análise cinemática [*Qualisys Motion Capture Systems* (Qualisys AB, Gothenburg, Sweeden)], com frequência de amostragem de 100 Hz. Foram ainda utilizados marcadores refletivos, de forma a permitir a captação e posterior análise 3D do início do movimento, em ambos os membros inferiores. Para o processamento dos dados foi utilizado o *Software Qualisys Track Manager* (QTM) (Qualisys AB, Göteborg, Sweden).

#### 2.2.10 Teste de Stroop

O teste de *Stroop* é comumente utilizado para avaliação das funções cognitivas (Scarpina & Tagini, 2017). No presente estudo, foi aplicado com o intuito de uma maior aproximação da tarefa em análise à realidade desportiva, uma vez que, permite afastar a atenção do movimento a avaliar e direcioná-la para outras aferências visuais, tal como ocorre em situações do quotidiano da população alvo (atletas) (Gutierrez & Kaminski, 2010; Terada, Ball, Pietrosimone, & Gribble, 2016).

### **2.3 Procedimentos**

A componente experimental do presente estudo foi realizada no Centro de Estudos de Movimento e Atividades Humanas da ESS, no período compreendido entre 21 de abril e

20 de maio de 2017. Os dados foram recolhidos por uma equipa de investigadores, em que cada elemento executou as mesmas tarefas, de forma a colmatar o erro inter-observador.

### 2.3.1 Estudo Piloto

Inicialmente o questionário de seleção e caracterização da amostra, bem como o protocolo de avaliação em análise, foram submetidos a um estudo piloto, realizado em 4 indivíduos com características semelhantes à amostra, para verificar a sua exequibilidade. Não existiu necessidade de efetuar alterações no questionário da amostra, no entanto, foi necessário excluir a avaliação de um grupo muscular (bicípite femoral), por problemas técnicos num canal do eletromiógrafo.

### 2.3.2 Aconselhamento pré-avaliação

Previamente às recolhas os participantes foram aconselhados a evitar bebidas estimulantes como café, álcool, *soft drinks* nas 24 horas antes da avaliação, bem como a não realizar exercício físico fora do habitual nas 48 horas antes da avaliação (Nédélec, et al., 2012; Rampinini, et al., 2011).

### 2.3.3 Dados antropométricos e testes manuais ortopédicos

O protocolo foi iniciado com as medições da altura e do peso dos participantes, que permitiram o cálculo do IMC, através do quociente entre o peso corporal (Kg) e a altura (m) ao quadrado (Eston & Reilly, 2009).

Os testes manuais ortopédicos foram realizados por um fisioterapeuta especialista em terapia manual ortopédica. Para a sua execução os participantes foram posicionados em decúbito dorsal, com a extremidade distal do membro inferior fora da marquesa, joelho fletido, com a tíbio-társica em posição neutra e em 10° de flexão plantar, para o *talor tilt* e para o *anterior drawer test*, respetivamente. O *talor tilt* consiste na aplicação de uma força manual máxima em inversão, enquanto o *anterior drawer test* implica o deslizamento anterior do astrágalo, com estabilização distal da tibia. Foi considerado que os participantes apresentavam IM quando se verificou a presença de dor e/ou excesso de movimento, comparativamente com o lado contralateral, em pelo menos um dos testes (Docherty & Rybak-Webb, 2009; Lee, Choi, Seo, Choi, & Kim, 2016; Parasher, Nagy, Em, Phillips, & Donough, 2012).

#### 2.3.4 Amplitude de dorsiflexão em cadeia cinética fechada

Para a execução do WBLT, os participantes encontravam-se descalços, de frente para a parede, com o membro a avaliar paralelo a uma fita métrica fixa no solo. O membro contralateral foi colocado confortavelmente atrás do membro em teste, enquanto as mãos permaneceram apoiadas na parede. Os participantes foram instruídos a fletir o joelho até contactar a parede, mantendo o calcanhar em contacto com o solo. Como progressão, o membro inferior em teste foi afastado 1 cm (de cada vez) no sentido posterior, até não ser possível realizar o teste corretamente. O inclinómetro, que se encontrava posicionado 15 cm abaixo da tuberosidade tibial durante o teste, permitiu registar o ângulo de dorsiflexão. A avaliação foi realizada 3 vezes para cada participante, em ambos os membros inferiores (Calatayud, et al., 2015; Halla & Docherty, 2017; Konor, Morton, Eckerson, & Grindstaff, 2012).

#### 2.3.5 Preparação dos indivíduos

Para que a recolha dos dados eletromiográficos fosse realizada com menos interferências e com melhor sinal procedeu-se à preparação da pele, com o objetivo de reduzir a impedância do conjunto eletrodo/pele, para valores iguais ou inferiores a 5 K $\Omega$  (Sousa, Santos, & Silva, 2016). Assim, foi efetuada a depilação do local de colocação dos eletrodos, realizada a remoção da camada de células mortas da pele com um gel esfoliante, seguida da limpeza da pele com álcool isopropílico (70%) (Donovan, et al., 2016; Feger, Donovan, Hart, & Hertel, 2015; Nordin & Dufek, 2016). Os eletrodos foram posicionados paralelamente às fibras musculares, de acordo com as referências anatómicas identificadas na Tabela I, e fixos com tape adesivo. A confirmação do local de colocação dos eletrodos foi efetuada por palpação manual durante uma contração isométrica muscular (Correia & Mil-Homens, 2004; Fereydounnia, et al., 2016; Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000). O eletrodo terra foi posicionado no centro da rótula (Sousa, Santos, & Silva, 2016).

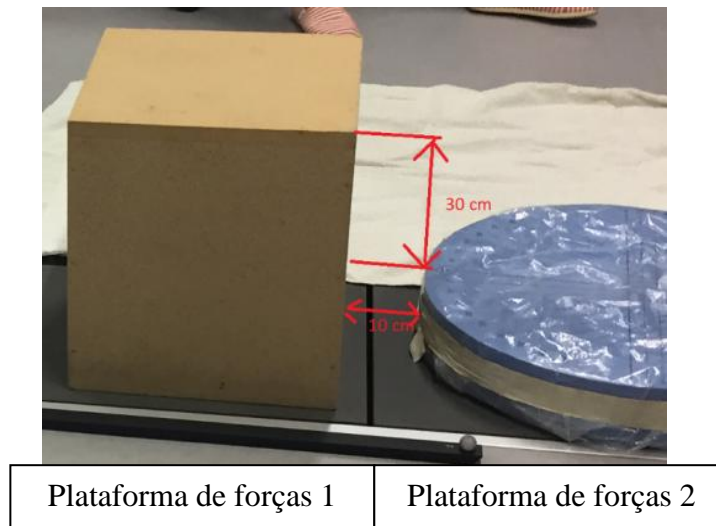
**Tabela I:** Referências anatómicas para a localização dos elétrodos nos músculos avaliados

<b>Músculo</b>	<b>Localização dos elétrodos</b>
Glúteo médio	Ponto médio da linha que une a crista ilíaca e o grande trocânter (Kanekar & Aruin, 2014)
Reto Femoral	Ponto médio da linha que une a espinha ilíaca ântero-superior e a parte superior da rótula (Kanekar & Aruin, 2014; Mohapatra, Kukkar, & Aruin, 2014)
Tibial anterior	Terço superior da linha que une a cabeça do perónio ao maléolo medial (Fereydounnia, et al., 2016; Sousa, Santos, & Silva, 2016)
Longo peroneal	Quarto superior da linha que une o maléolo lateral e a cabeça do perónio (Fereydounnia, et al., 2016; Kavanagh, Bisset, & Tsao, 2012)
Curto peroneal	Quarto inferior da linha que une o maléolo lateral e a cabeça do perónio. Anterior ao tendão do músculo longo peroneal (Fereydounnia, et al., 2016; Grüneberg, Nieuwenhuijzen, & Duysens, 2003)
Gastrocnémio medial	Zona mais proeminente do ventre muscular (Sousa, Santos, & Silva, 2016; Kanekar & Aruin, 2014)
Solear	2 cm para baixo e 2 cm no sentido lateral a partir do gastrocnémio medial (Sousa, Santos, & Silva, 2016)

Seguidamente, procedeu-se à colocação bilateral dos marcadores refletorais ao nível do calcâneo, cabeça do segundo metatarso e maléolo lateral, de forma a detetar o início do movimento, através da variação do ângulo do tornozelo (Bauer, 2006; Hoch, Farwell, Gaven, & Weinhandl, 2015).

### 2.3.6 Recolha de dados

Previamente à recolha de dados procedeu-se ao posicionamento e calibração das câmaras (estática e dinâmica). Sobre a PF 1 foi colocada uma caixa de madeira com 37 cm de altura e, na PF2, a 10 cm de distância da extremidade da caixa, posicionou-se uma superfície circular instável com 7 cm de altura (figura 2) (Hoch, Farwell, Gaven, & Weinhandl, 2015; Kim & Jeon, 2016). De seguida, realizou-se a calibração das PF 1 e 2. Utilizou-se um *placard* para afixar o teste de *Stroop*, posicionado a 2,7 m de distância, relativamente à extremidade da PF 2.



**Figura 2:** Caixa de madeira e superfície instável sobre plataformas de forças 1 e 2, respetivamente

Previamente ao início da tarefa, foi analisada a qualidade do sinal, através da análise da *baseline* e do espectro de frequências do sinal recolhido em repouso e durante uma contração submáxima, respetivamente (Donovan, et al., 2016; Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000).

Para a realização da tarefa em estudo, os participantes foram informados que deveriam posicionar-se descalços, em cima da caixa colocada sobre a PF 1 (Figura 2) em apoio bipodálico, com a base de suporte alinhada à largura da pélvis, hálux dos dois pés alinhado com a extremidade da mesma e peso corporal distribuído uniformemente pelos dois membros inferiores. Foi ainda solicitado aos participantes que mantivessem os membros superiores ao longo do corpo (Kulas, Hortobágyi, & DeVita, 2010; Ridder R. D., Willems, Vanrenterghem, & Roosen, 2015).

O investigador registou a base de suporte de cada participante para a padronizar entre as repetições. A tarefa foi iniciada pela verbalização do teste de *Stroop* (mantendo o olhar nessa referência visual) na posição anteriormente referida, durante 10 segundos (seg). De seguida, o investigador responsável pelos comandos verbais solicitou a realização da descida da caixa de forma controlada, bem como o apoio unipodálico do membro inferior em teste na superfície instável (Doherty C. , et al., 2014b; Nordin & Dufek, 2016). Os participantes foram ainda instruídos a recuperarem a estabilidade em apoio unipodálico o mais rápido possível e manterem essa posição durante um período mínimo de 10 seg e máximo de 30 seg (Doherty C. , et al., 2014b). Durante toda a tarefa supramencionada, o teste de *Stroop* foi verbalizado de forma contínua e repetida. Foram efetuadas 3 repetições

para cada membro inferior, alternando entre os mesmos, e proporcionando um descanso de 30 seg a 1 minuto entre cada avaliação, de forma a evitar a fadiga (Brown, Padua, Marshall, & Guskiewicz, 2008; Doherty C. , et al., 2016; Ridder R. , et al., 2015).

A realização da tarefa foi considerada inválida quando o participante: 1) contactou o solo com o membro inferior contralateral; 2) perdeu a estabilidade antes de completar a tarefa; 3) impulsionou-se ou saltou da caixa durante a descida; 4) utilizou os membros superiores para atingir a estabilidade; 5) deslocou o pé em apoio unipodálico após o contacto com o solo; e/ou 6) interrompeu o teste de *Stroop* ou deu respostas erradas (Hoch & McKeon, 2011; Nordin & Dufek, 2016; Ridder R. , et al., 2015).

Previamente à monitorização dos dados, os participantes realizaram uma série de ensaios para se familiarizarem com a tarefa. As recolhas foram iniciadas apenas quando o participante se mostrou confortável e preparado para a tarefa. O membro inferior escolhido por cada participante para iniciar o movimento de descida, pela primeira vez, foi considerado o membro dominante (Doherty C. , et al., 2014b; Koshino, et al., 2016; Kulas, Hortobágyi, & DeVita, 2010).

### 2.3.7 Processamento dos dados

#### Plataforma de forças

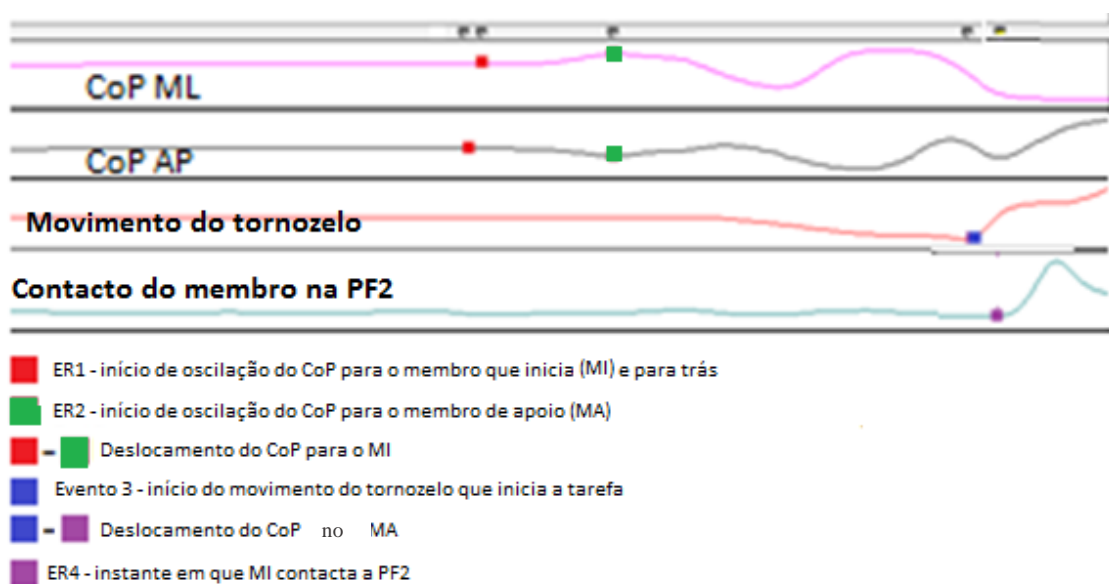
Os sinais obtidos pela PF foram processados através do *Software Acqknowledge*, versão 3.9.0. Aplicou-se um filtro passa baixo *Butherworth* de segunda ordem, com uma frequência de corte de 10Hz aos sinais da PF, tendo sido procedida à normalização em relação à massa do participante (Turns, Neptune, & Kautz, 2007). Posteriormente, procedeu-se ao cálculo da oscilação do CoP nas direções ML e AP, de acordo com as seguintes fórmulas (Bertec Corporation, 2012):

- Para o CoPx:  $(-h \cdot F_x - M_y) / F_z$ ;
- Para o CoPy:  $(-h \cdot F_y + M_x) / F_z$ ;

Na PF1,  $h=0.37\text{m}$  e na PF2,  $h=0.072\text{m}$ , tendo em consideração a altura da caixa e da superfície instável, respetivamente.

O início da tarefa ( $t_0$ ) foi definido para as direções AP e ML. Na direção ML, o início da tarefa foi definido como o momento em que foi observado um valor igual ou superior à média mais 3 vezes o desvio padrão da *baseline* (início da tarefa com o membro

esquerdo) ou um valor igual ou inferior à média menos 3 vezes o desvio padrão (início da tarefa com o membro direito) durante, pelo menos, 50ms. Na direção AP, o t0 foi definido como o momento em que foi observado um valor igual ou inferior à média menos 3 vezes o desvio padrão durante, pelo menos, 50ms (Sousa, Silva, & Santos, 2015a; Sousa, Silva, & Santos, 2015b). A *baseline* foi estabelecida como o intervalo entre os -500 e os -450ms em relação ao instante temporal correspondente ao início da oscilação do CoP determinado por análise visual (Santos, Kanekar, & Aruin, 2009; Sousa, Silva, & Santos, 2015a; Sousa, Silva, & Santos, 2015b). O segundo evento foi definido como a primeira deflexão do sinal do CoP para as direções AP e ML. No intervalo entre t0 e o evento 2, foram calculados os valores do deslocamento do CoP, expressos pela diferença entre o mínimo e o máximo (Sousa, Silva, & Santos, 2015a; Sousa, Silva, & Santos, 2015b). O terceiro evento foi definido como o início do movimento do tornozelo do membro que inicia a tarefa, correspondendo ao instante onde foi observado um valor igual ou superior a 5% do valor máximo, durante pelo menos 50ms. O instante temporal correspondente ao valor encontrado foi definido como o terceiro evento (Sousa, Silva, & Santos, 2015a; Sousa, Silva, & Santos, 2015b). O quarto evento correspondeu ao momento em que o membro de teste contactou a superfície instável, definido como o instante em que foi observado na PF2 um valor igual ou superior a 10% do peso corporal na componente vertical das forças de reação do solo (Sousa, Silva, & Santos, 2015a; Sousa, Silva, & Santos, 2015b). No intervalo entre os eventos 3 e 4 foi calculado o deslocamento do CoP. Os eventos referidos encontram-se esquematizados na figura 3.



**Figura 3:** Representação dos eventos relativos (ER)

### Eletromiografia de superfície

Os dados recolhidos pela EMG 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, tendo sido posteriormente calculado o root mean square (RMS) numa janela deslizante de 100 amostras. Seguidamente, estes dados foram processados através do *software Acqknowledge*®, versão 3,9.

Para determinar o valor de *baseline* de cada grupo muscular procedeu-se à recolha dos valores da média e desvio padrão, no intervalo de tempo entre -450 ms e -500 ms, em relação a  $t_0$ . O instante de variação de atividade de cada músculo correspondeu ao instante onde foi observado um valor maior ou igual à média da *baseline* mais três vezes o desvio padrão (*threshold 1*) ou um valor menor ou igual à média da *baseline* menos três vezes o desvio padrão (*threshold 2*), durante pelo menos 50 ms, na janela temporal entre os -350 ms e +350 ms em relação a  $t_0$ . O *timing* de variação da atividade muscular foi definido como a diferença entre o instante de variação da atividade de cada músculo e  $t_0$ .

Para a avaliação da magnitude de ativação de cada músculo foi calculada a média do valor do RMS nos intervalos de tempo entre os eventos 1 e 2, 2 e 3, 3 e 4. O valor da magnitude de cada músculo foi normalizado ao respetivo valor da *baseline*.

## **2.4 Ética**

O presente estudo foi avaliado e aprovado pela Comissão de Ética da ESS (CE 4512/2017, anexo 4). Todos os participantes assinaram o Termo de Declaração de Consentimento Informado de Helsínquia (anexo 5), tendo sido garantido a confidencialidade dos dados e dada a oportunidade de recusarem ou interromperem a participação a qualquer momento. Foram ainda informados acerca dos objetivos, riscos e procedimentos do estudo, bem como esclarecidas quaisquer dúvidas.

## **2.5 Estatística**

A análise estatística foi elaborada com recurso ao *software IBM*® *SPSS*® *Statistics* 24 para Windows 10®, com um intervalo de confiança de 95% (nível de significância  $\alpha=0,05$ ) para todos os testes de hipótese (Marôco, 2014).

A caracterização da amostra foi efetuada através de estatística descritiva, nomeadamente média (como medida de tendência central), desvio padrão (como medida de dispersão), contagens (n amostral) e frequência relativa (%) (Marôco, 2014). Para verificar a normalidade das variáveis em estudo recorreu-se ao teste de *Shapiro-Wilk*, de forma a seleccionar a utilização de testes paramétricos e não paramétricos (Marôco, 2014). A homogeneidade da amostra (entre os grupos sem e com ICT) foi assegurada pela realização do teste *t-Student* para amostras independentes, nas variáveis idade e IMC (visto seguirem a normalidade), pelo teste do Qui-quadrado na variável sexo, bem como pelo teste exato de *Fisher* na variável membro dominante (por se ter verificado mais de 20% das células da tabela de contingência inferiores a 5) (Marôco, 2014). Para analisar a possível influência da dominância do membro inferior na amplitude de dorsiflexão, no *timing* de variação da atividade muscular, na magnitude de ativação muscular e nas variáveis associadas ao CoP efetuou-se o teste *t-Student* para amostras emparelhadas, nos casos que seguirem a normalidade, e o teste de *Wilcoxon* quando a normalidade não se verificou (Marôco, 2014). As comparações intergrupo (membro ipsilesional ou membro contralesional do grupo com ICT, com o grupo sem ICT) na amplitude de dorsiflexão, no *timing* de variação da atividade muscular, na magnitude de ativação muscular e nas variáveis associadas ao CoP foram realizadas com recurso ao teste *t-Student* para amostras independentes e ao teste de *Mann-Whitney*, consoante a necessidade de recorrer a testes paramétricos ou não paramétricos. Da mesma forma, recorreu-se ao teste *t-Student* para amostras emparelhadas ou ao teste de *Wilcoxon*, para proceder à comparação entre o membro ipsilesional e o membro contralesional no grupo com ICT (análise intragrupo) (Marôco, 2014).

### **3 Resultados**

#### **3.1 Caracterização e homogeneidade da amostra**

Pela análise da tabela II é possível observar que não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos com e sem ICT, no que diz respeito à idade, IMC, dominância e género. Os dois grupos são constituídos por atletas praticantes de futebol, voleibol ou andebol, com um maior número de jogadores de futebol nos dois grupos (50%). Os indivíduos pertencentes ao grupo com ICT apresentam, na maioria, IM (78,6%), sendo que 35,7% referem a ocorrência do último episódio de *giving way* há menos de um mês.

**Tabela II:** Caracterização da amostra e comparação entre grupos – Valores de média  $\pm$  desvio padrão para as variáveis idade e IMC (índice de massa corporal); Valores do n amostral [frequência relativa (%)] para as variáveis sexo, membro dominante, atividade desportiva, membro com ICT (Instabilidade Crônica do Tornozelo), último episódio de *giving way* e tipo de ICT; t: Teste t-Student para amostras independentes;  $X^2$ : Teste do Qui-quadrado.

		Grupos		Diferenças intergrupo	
		Sem ICT (n=14)	Com ICT (n=14)	Valor de Teste	Valor prova
<b>Sexo</b>	Feminino	8 (57,1%)	8 (57,1%)	$X^2=0,000$	1
	Masculino	6 (42,9%)	6 (42,9%)		
<b>Idade (anos)</b>		22,36 $\pm$ 2,68	23,57 $\pm$ 3,55	t=-1,023	0.316
<b>IMC (Kg/m<sup>2</sup>)</b>		22,88 $\pm$ 1,80	22,74 $\pm$ 1,71	t=0.208	0.837
<b>Membro Dominante</b>	Direito	10 (71,4%)	12 (85,7%)	-	0,648
	Esquerdo	4 (28,6%)	2 (14,3%)		
<b>Atividade desportiva</b>	Futebol	7 (50%)	7 (50%)		
	Andebol	2 (14,3%)	3 (21,4%)		
	Voleibol	5 (35,7%)	4 (28,6%)		
<b>Membro com ICT</b>	Direito		6 (42,9%)		
	Esquerdo		8 (57,1%)		
<b>Último episódio de "giving way"</b>	<1 Mês		5 (35,7%)		
	1-6 Meses		1 (7,1%)		
	6-12 Meses		3 (21,4%)		
	1-2 Anos		3 (21,4%)		
	>2 Anos		2 (14,3%)		
<b>Tipo de ICT</b>	Mecânica		11 (78,6%)		
	Funcional		3 (21,4%)		

A amplitude de dorsiflexão foi avaliada em ambos os grupos, sendo que a sua análise não demonstrou diferenças estatisticamente significativas (tabela III).

**Tabela III:** Valores de média  $\pm$  desvio padrão ( $\bar{x} \pm \sigma$ ) para a variável dorsiflexão ( $^{\circ}$ ); comparação dos resultados do membro ipsilesional e contralesional do grupo com ICT, através do teste t-Student para amostras emparelhadas; e comparação do grupo com ICT com o grupo sem ICT, através do teste t-Student para amostras independentes.

	Grupo sem ICT	Grupo com ICT		Sem ICT vs Contralesional		Sem ICT vs Ipsilesional		Ipsilesional vs Contralesional	
	$\bar{x} \pm \sigma$	Ipsilesional $\bar{x} \pm \sigma$	Contralesional $\bar{x} \pm \sigma$	Valor t	Valor p	Valor t	Valor p	Valor t	Valor p
<b>Dorsiflexão (<math>^{\circ}</math>)</b>	37,66 $\pm$ 6,16	36,61 $\pm$ 5,31	37,93 $\pm$ 5,24	-0,127	0,615	0,483	0,649	-1,334	0,205

O questionário FAOS permitiu verificar que a presença de ICT nos participantes em estudo conduziu a limitações funcionais pouco significativas, sendo de salientar que nenhum indivíduo relatou a presença de sintomas extremos, no entanto, 35,7% referiram limitações moderadas na subcategoria desporto e lazer (tabela IV).

**Tabela IV:** Valores do n amostral e da frequência relativa (%) para as subescalas do Questionário *Foot and Ankle Outcome Score* (FAOS)

Subcategorias Score FAOS	Dor	Outros Sintomas	Atividades da Vida Diária	Desporto e Lazer	Qualidade de Vida
≤ 25%	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
>25% - ≤ 50%	4 (28,6%)	1 (7,1%)	0 (0%)	1 (7,1%)	2 (14,3%)
>50% - ≤ 75%	2 (14,3%)	5 (35,7%)	0 (0%)	5 (35,7%)	4 (28,6%)
> 75%	8 (57,1%)	8 (57,1%)	14 (100%)	8 (57,1%)	8 (57,1%)

Foi efetuada uma análise exploratória para perceber se ocorreram diferenças entre os ensaios iniciados com o membro dominante e não dominante, em ambos os grupos. Uma vez que no grupo com ICT não se observaram diferenças estatisticamente significativas e no grupo sem ICT, a maioria das variáveis não sofreu influência da dominância, foi utilizada a média dos membros dominante e não dominante, no grupo sem ICT, para a execução da restante análise (anexo 6).

### 3.2 Comparação entre o grupo sem ICT e o membro ipsilesional (membro com história prévia de lesão) do grupo com ICT

#### 3.2.1 *Timing* de variação da atividade muscular

Os dados obtidos relativamente ao *timing* de variação da atividade muscular não evidenciaram diferenças estatisticamente significativas entre o grupo sem ICT e o membro ipsilesional do grupo com ICT. No entanto, no MI foi notória uma tendência para uma variação de atividade muscular mais tardia no membro ipsilesional do grupo com ICT, à exceção do Glúteo M. A análise dos valores descritivos revelou que, apesar da ordem de recrutamento muscular ser semelhante entre grupos, a variação de atividade do músculo CP assumiu uma posição mais tardia no membro ipsilesional, quando este inicia a tarefa. Já no MA, é notório que, enquanto no grupo sem ICT a primeira variação de atividade muscular ocorreu no músculo solear, no membro ipsilesional, este músculo foi em média o penúltimo a variar a sua atividade (tabela V).

**Tabela V:** Valores da média  $\pm$  desvio padrão ( $\bar{x} \pm \sigma$ ) para o *timing* de variação da atividade de cada grupo muscular (segundos) [solear, gastrocnêmio medial (GM), glúteo médio (Glúteo M.), curto peroneal (CP), tibial anterior (TA), longo peroneal (LP), reto femoral (RF)], no membro que inicia (MI) e no membro de apoio (MA); comparação do grupo sem instabilidade crônica do tornozelo (ICT) com o membro ipsilesional do grupo com ICT, através do teste t-Student para amostras independentes (valor t).

Variáveis		Grupo sem ICT	Grupo com ICT	Sem ICT vs ICT -	
		$\bar{x} \pm \sigma$	Membro Ipsilesional $\bar{x} \pm \sigma$	Valor t	Valor prova
Solear	MI	-0,227 $\pm$ 0,096	-0,221 $\pm$ 0,100	-0,151	0,881
	MA	-0,258 $\pm$ 0,057	-0,228 $\pm$ 0,104	-0,894	0,380
GM	MI	-0,259 $\pm$ 0,053	-0,251 $\pm$ 0,082	-0,315	0,756
	MA	-0,249 $\pm$ 0,066	-0,282 $\pm$ 0,066	1,272	0,216
Glúteo M.	MI	-0,207 $\pm$ 0,066	-0,248 $\pm$ 0,092	1,271	0,216
	MA	-0,232 $\pm$ 0,064	-0,265 $\pm$ 0,093	1,056	0,302
CP	MI	-0,256 $\pm$ 0,047	-0,226 $\pm$ 0,112	-0,925	0,367
	MA	-0,244 $\pm$ 0,049	-0,259 $\pm$ 0,086	0,552	0,586
TA	MI	-0,266 $\pm$ 0,053	-0,259 $\pm$ 0,088	-0,241	0,812
	MA	-0,233 $\pm$ 0,057	-0,216 $\pm$ 0,070	-0,674	0,507
LP	MI	-0,240 $\pm$ 0,049	-0,227 $\pm$ 0,114	-0,355	0,726
	MA	-0,255 $\pm$ 0,061	-0,266 $\pm$ 0,090	0,376	0,710
RF	MI	-0,244 $\pm$ 0,068	-0,227 $\pm$ 0,082	-0,581	0,567
	MA	-0,256 $\pm$ 0,046	-0,277 $\pm$ 0,086	0,771	0,448

### 3.2.2 Magnitude de ativação muscular

Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas nos valores de magnitude de ativação muscular, na comparação entre o grupo sem ICT e o membro ipsilesional do grupo com ICT nos intervalos entre os eventos 1 - 2 e 2 - 3 (tabela VI). No entanto, existiu tendência para menor magnitude de ativação muscular no grupo com ICT entre os eventos 2 e 3, para o MI e para o MA, com exceção do músculo RF no MI (tabela VI). As diferenças entre grupos foram mais notórias no intervalo de tempo entre os eventos 3 e 4. Foram observadas diferenças estatisticamente significativas nos músculos CP, TA e RF do MI, com valores de ativação inferiores no membro ipsilesional do grupo com ICT. Já no MA, todos os grupos musculares manifestaram tendência para menor magnitude de ativação no grupo com ICT (tabela VI).

**Tabela VI:** Valores da média  $\pm$  desvio padrão ( $\bar{x} \pm \sigma$ ) para a magnitude de ativação de cada grupo muscular [solar, gastrocnemio medial (GM), glúteo médio (Glúteo M.), curto peroneal (CP), tibial anterior (TA), longo peroneal (LP), reto femoral (RF)], no membro que inicia (MI) e no membro de apoio (MA), nos eventos 1-2, 2-3 e 3-4; comparação do grupo sem instabilidade crônica do tornozelo (ICT) com o membro ipsilesional do grupo com ICT, através do teste *t-Student* para amostras independentes (valor t) e do teste *Mann-Whitney* (valor U); \*p<0,05

Variáveis		Grupo sem ICT	Grupo com ICT	Sem ICT vs ICT -		
		$\bar{x} \pm \sigma$	Membro Ipsilesional $\bar{x} \pm \sigma$	Valor teste	Valor prova	
Evento 1-2	Solar	MI	1,971 $\pm$ 0,998	2,418 $\pm$ 2,325	U=70,000	0,494
		MA	1,436 $\pm$ 0,694	1,405 $\pm$ 0,792	t=0,106	0,917
	GM	MI	2,974 $\pm$ 1,788	4,275 $\pm$ 5,673	t=-0,761	0,454
		MA	2,328 $\pm$ 2,485	3,440 $\pm$ 6,482	t=-0,559	0,582
	Glúteo M.	MI	2,080 $\pm$ 1,511	1,750 $\pm$ 1,047	U=65,000	0,347
		MA	2,004 $\pm$ 2,189	1,370 $\pm$ 1,245	U=59,000	0,212
	CP	MI	2,202 $\pm$ 1,367	1,696 $\pm$ 0,856	t=1,151	0,261
		MA	3,657 $\pm$ 3,544	3,617 $\pm$ 3,529	U=75,000	0,667
	TA	MI	6,600 $\pm$ 4,142	5,365 $\pm$ 6,166	t=0,589	0,562
		MA	7,738 $\pm$ 6,497	7,225 $\pm$ 5,740	t=0,214	0,833
	LP	MI	2,177 $\pm$ 2,147	1,623 $\pm$ 0,731	U=77,000	0,742
		MA	1,709 $\pm$ 1,201	1,361 $\pm$ 0,590	t=0,960	0,347
	RF	MI	1,630 $\pm$ 0,906	1,724 $\pm$ 1,371	U=74,000	0,631
		MA	2,397 $\pm$ 1,281	1,748 $\pm$ 0,626	t=1,600	0,130
Evento 2-3	Solar	MI	3,634 $\pm$ 2,457	2,669 $\pm$ 1,795	U=57,000	0,176
		MA	3,761 $\pm$ 2,806	2,934 $\pm$ 1,963	t=0,881	0,387
	GM	MI	5,760 $\pm$ 2,771	4,950 $\pm$ 4,346	t=0,555	0,584
		MA	7,067 $\pm$ 6,015	7,027 $\pm$ 8,457	U=62,000	0,274
	Glúteo M.	MI	2,221 $\pm$ 2,871	1,678 $\pm$ 1,307	U=65,000	0,347
		MA	3,418 $\pm$ 2,562	2,921 $\pm$ 1,806	t=0,579	0,568
	CP	MI	4,111 $\pm$ 2,247	2,762 $\pm$ 1,583	t=1,747	0,094
		MA	8,536 $\pm$ 8,136	5,788 $\pm$ 4,635	U=72,000	0,560
	TA	MI	10,830 $\pm$ 5,166	7,597 $\pm$ 5,553	t=1,528	0,140
		MA	11,742 $\pm$ 8,826	11,029 $\pm$ 11,651	t=0,173	0,864
	LP	MI	3,250 $\pm$ 2,486	1,973 $\pm$ 1,095	U=56,000	0,160
		MA	5,206 $\pm$ 4,254	4,292 $\pm$ 3,302	U=76,000	0,705
	RF	MI	2,271 $\pm$ 2,556	2,291 $\pm$ 2,061	U=80,000	0,860
		MA	4,108 $\pm$ 3,564	2,681 $\pm$ 1,347	t=1,391	0,177
Evento 3-4	Solar	MI	4,689 $\pm$ 4,901	4,544 $\pm$ 7,709	U=67,000	0,403
		MA	5,469 $\pm$ 2,292	4,701 $\pm$ 3,135	t=0,702	0,489
	GM	MI	11,640 $\pm$ 10,067	10,974 $\pm$ 19,903	t=0,105	0,917
		MA	6,857 $\pm$ 4,113	6,629 $\pm$ 5,643	t=0,116	0,909
	Glúteo M.	MI	3,383 $\pm$ 1,506	5,143 $\pm$ 8,521	t=-0,704	0,488
		MA	5,592 $\pm$ 3,853	3,679 $\pm$ 2,417	t=1,540	0,137
	CP	MI	9,950 $\pm$ 6,642	5,443 $\pm$ 3,415	t=2,224	0,036*
		MA	20,157 $\pm$ 14,442	17,008 $\pm$ 12,825	t=0,589	0,561
	TA	MI	8,720 $\pm$ 3,277	5,053 $\pm$ 3,015	t=2,971	0,007*
		MA	33,323 $\pm$ 20,844	32,271 $\pm$ 24,596	t=0,117	0,908
	LP	MI	4,546 $\pm$ 2,537	3,988 $\pm$ 3,268	t=0,480	0,636
		MA	7,655 $\pm$ 4,245	7,165 $\pm$ 5,048	t=0,265	0,793
	RF	MI	6,420 $\pm$ 3,666	3,879 $\pm$ 1,781	t=2,301	0,030*
		MA	13,865 $\pm$ 7,139	10,712 $\pm$ 7,599	t=1,085	0,289

### 3.2.3 Variáveis relacionadas com o deslocamento do CoP

Através da análise da tabela VII, verifica-se a ausência de diferenças estatisticamente significativas entre o membro ipsilesional do grupo com ICT e o grupo sem ICT para as variáveis analisadas. No entanto, foi notório um início da oscilação postero-lateral para o MI (ER1) e para o MA (ER2) tendencialmente mais tardio, mas com maior amplitude AP e ML no grupo com ICT. O contacto do membro com a PF2 foi também tendencialmente mais tardio no grupo com ICT.

**Tabela VII:** Valores da média  $\pm$  desvio padrão ( $\bar{x} \pm \sigma$ ) para as variáveis: início de oscilação do centro de pressão (CoP) para o membro que inicia (MI) – evento relativo (ER) 1 e para o membro de apoio (MA) – ER2, deslocamento do CoP para o MI e no MA, nas direções médio-lateral (ML) e antero-posterior (AP), bem como instante em que o MI contacta a plataforma – ER4; comparação do grupo sem instabilidade crónica do tornozelo (ICT) com o membro ipsilesional do grupo com ICT, através do teste *t-Student* para amostras independentes (valor t) e do teste *Mann-Whitney* (valor U).

Variáveis		Grupo sem ICT	Grupo com ICT	Sem ICT vs ICT -	
			Membro Ipsilesional	Membro Ipsilesional	
		$\bar{x} \pm \sigma$	$\bar{x} \pm \sigma$	Valor teste	Valor prova
ER1 (ms)	ML	-709,300 $\pm$ 173,390	-657,700 $\pm$ 203,210	t=-0,722	0,477
	AP	-758,000 $\pm$ 150,480	-733,600 $\pm$ 223,470	t=-0,340	0,477
ER2 (ms)	ML	-299,600 $\pm$ 180,390	-233,800 $\pm$ 156,890	t=-1,029	0,313
	AP	-313,700 $\pm$ 153,820	-259,100 $\pm$ 146,620	t=-0,962	0,345
Deslocamento MI (cm)	ML	3,010 $\pm$ 1,800	3,700 $\pm$ 2,766	t=-0,690	0,498
	AP	2,020 $\pm$ 0,688	2,910 $\pm$ 1,889	t=-1,634	0,121
Deslocamento MA (cm)	ML	6,890 $\pm$ 3,216	7,410 $\pm$ 3,157	t=-0,429	0,671
	AP	9,790 $\pm$ 1,975	9,990 $\pm$ 2,602	U=84,000	0,541
ER4 (ms)		916,500 $\pm$ 247,270	1142,600 $\pm$ 348,580	t=-1,980	0,058

### 3.3 Comparação entre o grupo sem ICT e o membro contralesional (sem história prévia de lesão) do grupo com ICT

#### 3.3.1 *Timing* de variação da atividade muscular

A comparação do *timing* de variação da atividade muscular no grupo sem ICT, com o membro contralesional do grupo com ICT, não revelou diferenças estatisticamente significativas. No que diz respeito à ordem de recrutamento muscular, no MI verificou-se tendência para uma variação da atividade dos músculos proximais (Glúteo M. e RF) numa posição mais precoce, em detrimento do músculo TA no membro contralesional, comparativamente com o grupo sem ICT. Já no MA denotou-se que, no membro contralesional, o músculo solear tem uma tendência para variação de atividade numa posição mais tardia, à semelhança do observado no membro ipsilesional (tabela VIII).

**Tabela VIII:** Valores da média  $\pm$  desvio padrão ( $\bar{x} \pm \sigma$ ) para o *timing* de variação da atividade de cada grupo muscular (segundos) [solear, gastrocnemio medial (GM), glúteo médio (Glúteo M.), curto peroneal (CP), tibial anterior (TA), longo peroneal (LP), reto femoral (RF)], no membro que inicia (MI) e no membro de apoio (MA); comparação do grupo sem instabilidade crônica do tornozelo (ICT) com o membro contralesional do grupo com ICT, através do teste *t-Student* para amostras independentes (valor t) e do teste *Mann-Whitney* (valor U).

Variáveis		Grupo sem	Grupo com ICT	Sem ICT vs ICT -	
		ICT	Membro Contralesional	Membro Contralesional	
		$\bar{x} \pm \sigma$	$\bar{x} \pm \sigma$	Valor teste	Valor prova
Solear	MI	-0,227 $\pm$ 0,096	-0,216 $\pm$ 0,100	t=-0,277	0,784
	MA	-0,258 $\pm$ 0,057	-0,223 $\pm$ 0,094	t=-1,123	0,273
GM	MI	-0,259 $\pm$ 0,053	-0,292 $\pm$ 0,076	t=1,263	0,219
	MA	-0,249 $\pm$ 0,066	-0,256 $\pm$ 0,106	t=0,219	0,829
Glúteo M.	MI	-0,207 $\pm$ 0,066	-0,245 $\pm$ 0,105	U=61,500	0,257
	MA	-0,232 $\pm$ 0,064	-0,253 $\pm$ 0,050	t=0,961	0,346
CP	MI	-0,256 $\pm$ 0,047	-0,238 $\pm$ 0,079	t=-0,709	0,485
	MA	-0,244 $\pm$ 0,049	-0,233 $\pm$ 0,107	t=-0,332	0,744
TA	MI	-0,266 $\pm$ 0,053	-0,230 $\pm$ 0,079	t=-1,320	0,199
	MA	-0,233 $\pm$ 0,057	-0,252 $\pm$ 0,096	t=0,612	0,546
LP	MI	-0,240 $\pm$ 0,049	-0,243 $\pm$ 0,101	t=0,118	0,907
	MA	-0,255 $\pm$ 0,061	-0,212 $\pm$ 0,087	t=-1,444	0,162
RF	MI	-0,244 $\pm$ 0,068	-0,267 $\pm$ 0,047	t=0,991	0,332
	MA	-0,256 $\pm$ 0,046	-0,253 $\pm$ 0,117	t=-0,080	0,938

### 3.3.2 Magnitude de ativação muscular

Foram observadas diferenças estatisticamente significativas na magnitude de ativação do músculo RF do MA durante a fase de deslocamento do CoP para o MI (eventos 1-2), com valores inferiores no membro contralesional do grupo com ICT (tabela IX).

Não se registaram diferenças estatisticamente significativas nos valores de magnitude de ativação muscular no intervalo de tempo entre os eventos 2 e 3, bem como entre os eventos 3 e 4. No entanto, verificou-se tendência para valores de magnitude inferior para todos os músculos do MA, no grupo com ICT, entre os eventos 2 e 3 (tabela IX).

**Tabela IX:** Valores da média  $\pm$  desvio padrão ( $\bar{x} \pm \sigma$ ) para a magnitude de ativação de cada grupo muscular [solar, gastrocnemio medial (GM), glúteo médio (Glúteo M.), curto peroneal (CP), tibial anterior (TA), longo peroneal (LP), reto femoral (RF)], no membro que inicia (MI) e no membro de apoio (MA), nos eventos 1-2, 2-3 e 3-4; comparação do grupo sem instabilidade crônica do tornozelo (ICT) com o membro contralesional do grupo com ICT, através do teste *t-Student* para amostras independentes (valor t) e do teste *Mann-Whitney* (valor U); \*p<0,05.

Variáveis		Grupo sem ICT	Grupo com ICT	Sem ICT vs ICT -		
		$\bar{x} \pm \sigma$	Membro Contralesional $\bar{x} \pm \sigma$	Valor teste	Valor prova	
Evento 1-2	Solear	MI	1,971 $\pm$ 0,998	2,347 $\pm$ 2,270	t=-0,531	0,600
		MA	1,436 $\pm$ 0,694	1,863 $\pm$ 2,208	t=-0,641	0,528
	GM	MI	2,974 $\pm$ 1,788	4,165 $\pm$ 6,209	t=-0,641	0,528
		MA	2,328 $\pm$ 2,485	5,034 $\pm$ 13,103	t=-0,703	0,489
	Glúteo M.	MI	2,080 $\pm$ 1,511	1,854 $\pm$ 0,786	U=80,000	0,860
		MA	2,004 $\pm$ 2,189	1,312 $\pm$ 0,747	U=66,000	0,374
	CP	MI	2,202 $\pm$ 1,367	1,844 $\pm$ 1,338	U=61,000	0,376
		MA	3,657 $\pm$ 3,544	2,528 $\pm$ 2,173	U=58,000	0,295
	TA	MI	6,600 $\pm$ 4,142	6,021 $\pm$ 5,496	t=0,299	0,767
		MA	7,738 $\pm$ 6,497	5,632 $\pm$ 5,693	t=0,881	0,387
	LP	MI	2,177 $\pm$ 2,147	1,463 $\pm$ 0,405	U=72,000	0,560
		MA	1,709 $\pm$ 1,201	1,480 $\pm$ 1,037	U=66,000	0,374
	RF	MI	1,630 $\pm$ 0,906	1,290 $\pm$ 0,658	U=60,000	0,347
		MA	2,397 $\pm$ 1,281	1,422 $\pm$ 0,617	t=2,393	0,030*
Evento 2-3	Solear	MI	3,634 $\pm$ 2,457	3,487 $\pm$ 2,895	t=0,138	0,891
		MA	3,761 $\pm$ 2,806	3,321 $\pm$ 3,094	t=0,377	0,709
	GM	MI	5,760 $\pm$ 2,771	5,188 $\pm$ 4,962	t=0,354	0,726
		MA	7,067 $\pm$ 6,015	6,101 $\pm$ 9,715	U=58,000	0,193
	Glúteo M.	MI	2,221 $\pm$ 2,871	1,532 $\pm$ 0,906	U=74,000	0,631
		MA	3,418 $\pm$ 2,562	2,151 $\pm$ 1,070	t=1,598	0,132
	CP	MI	4,111 $\pm$ 2,247	3,130 $\pm$ 2,792	t=0,963	0,346
		MA	8,536 $\pm$ 8,136	4,365 $\pm$ 2,739	t=1,690	0,114
	TA	MI	10,830 $\pm$ 5,166	10,916 $\pm$ 7,841	t=-0,032	0,975
		MA	11,742 $\pm$ 8,826	9,677 $\pm$ 6,863	t=0,671	0,509
	LP	MI	3,250 $\pm$ 2,486	2,515 $\pm$ 1,608	t=0,907	0,373
		MA	5,206 $\pm$ 4,254	3,045 $\pm$ 1,187	t=1,704	0,113
	RF	MI	2,271 $\pm$ 2,556	1,778 $\pm$ 1,449	U=62,000	0,406
		MA	4,108 $\pm$ 3,564	1,961 $\pm$ 1,352	U=42,000	0,052
Evento 3-4	Solear	MI	4,689 $\pm$ 4,901	7,959 $\pm$ 15,539	U=76,000	0,705
		MA	5,469 $\pm$ 2,292	9,520 $\pm$ 15,869	U=62,000	0,274
	GM	MI	11,640 $\pm$ 10,067	11,710 $\pm$ 17,168	t=-0,012	0,990
		MA	6,857 $\pm$ 4,113	6,311 $\pm$ 4,535	t=0,319	0,752
	Glúteo M.	MI	3,383 $\pm$ 1,506	7,610 $\pm$ 13,478	t=-1,077	0,292
		MA	5,592 $\pm$ 3,853	5,122 $\pm$ 4,495	U=67,000	0,403
	CP	MI	9,950 $\pm$ 6,642	6,395 $\pm$ 3,472	t=1,657	0,117
		MA	20,157 $\pm$ 14,442	14,576 $\pm$ 7,638	t=1,193	0,250
	TA	MI	8,720 $\pm$ 3,277	6,451 $\pm$ 3,038	t=1,831	0,079
		MA	33,323 $\pm$ 20,844	32,981 $\pm$ 21,820	U=83,000	0,980
	LP	MI	4,546 $\pm$ 2,537	5,245 $\pm$ 5,311	t=-0,416	0,681
		MA	7,655 $\pm$ 4,245	12,738 $\pm$ 11,962	t=-1,395	0,176
	RF	MI	6,420 $\pm$ 3,666	4,874 $\pm$ 5,400	U=53,000	0,186
		MA	13,865 $\pm$ 7,139	11,385 $\pm$ 10,557	U=61,000	0,376

### 3.3.3 Variáveis relacionadas com o deslocamento do CoP

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas em todas as variáveis relacionadas com o deslocamento do CoP, analisadas entre o membro contralesional do grupo com ICT e o grupo sem ICT. No entanto, observou-se um início da oscilação ML para o MI (ER1) tendencialmente mais tardio no membro contralesional do grupo com ICT. O mesmo se verificou para o MA (ER2), em ambas as direções (ML e AP). Relativamente ao deslocamento para o MI denotou-se uma maior amplitude AP e ML no membro contralesional. O contacto do membro com a PF2 foi tendencialmente mais tardio no grupo com ICT (tabela X).

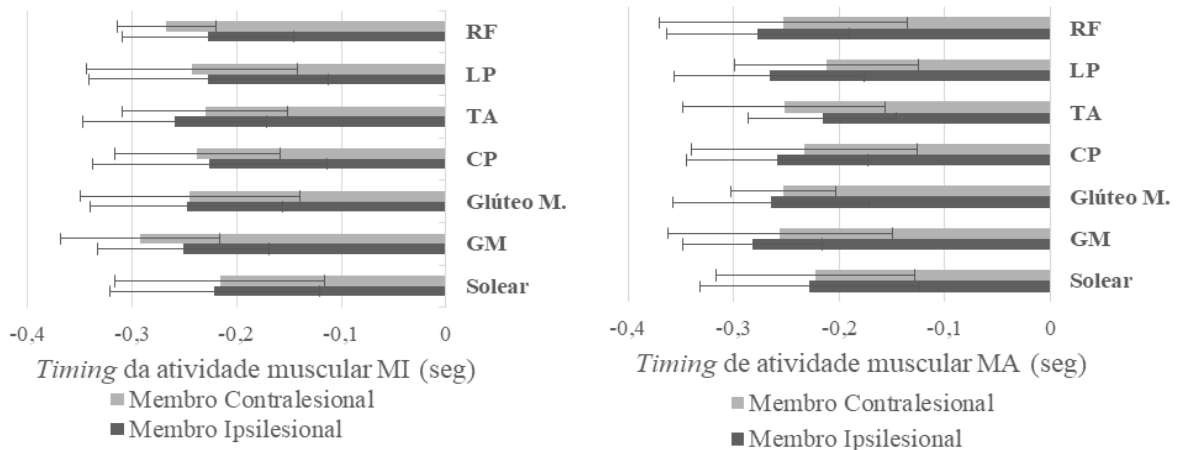
**Tabela X:** Valores da média  $\pm$  desvio padrão ( $\bar{x} \pm \sigma$ ) para as variáveis: início de oscilação do centro de pressão (CoP) para o membro que inicia (MI) – evento relativo (ER) 1 e para o membro de apoio (MA) – ER2, deslocamento do CoP para o MI e no MA, nas direções médio-lateral (ML) e ântero-posterior (AP), bem como instante em que o MI contacta a plataforma – ER4; comparação do grupo sem instabilidade crónica do tornozelo (ICT) com o membro contralesional do grupo com ICT, através do teste *t-Student* para amostras independentes (valor t) e do teste *Mann-Whitney* (valor U).

Variáveis		Grupo sem ICT	Grupo com ICT	Sem ICT vs ICT -	
		$\bar{x} \pm \sigma$	Membro Contralesional $\bar{x} \pm \sigma$	Membro Contralesional Valor teste	Membro Contralesional Valor prova
ER1 (ms)	ML	-709,300 $\pm$ 173,390	-683,800 $\pm$ 177,900	t=-0,384	0,704
	AP	-758,000 $\pm$ 150,480	-761,400 $\pm$ 172,190	t=0,560	0,956
ER2 (ms)	ML	-299,600 $\pm$ 180,390	-246,500 $\pm$ 175,760	t=-0,788	0,438
	AP	-313,700 $\pm$ 153,820	-289,800 $\pm$ 159,760	t=-0,404	0,690
Deslocamento MI (cm)	ML	3,010 $\pm$ 1,800	4,260 $\pm$ 3,091	t=-1,149	0,263
	AP	2,020 $\pm$ 0,688	2,860 $\pm$ 1,549	t=-1,827	0,084
Deslocamento MA (cm)	ML	6,890 $\pm$ 3,216	6,320 $\pm$ 2,671	t=0,505	0,618
	AP	9,790 $\pm$ 1,975	9,540 $\pm$ 1,671	U=86,000	0,830
ER4 (ms)		916,500 $\pm$ 247,270	1146,400 $\pm$ 321,820	t=-2,120	0,440

## 3.4 Comparação entre o membro ipsilesional e o membro contralesional do grupo com ICT (anexo 7)

### 3.4.1 *Timing* de variação da atividade muscular

Não se observaram diferenças estaticamente significativas no *timing* de variação da atividade muscular, na comparação entre o membro ipsilesional e o contralesional, do grupo com ICT. No que respeita à ordem de recrutamento muscular, verificou-se uma tendência para o TA e o LP variarem a sua atividade mais tardiamente no membro contralesional, quando este desempenha o papel de MI e MA, respetivamente (Figura 4).

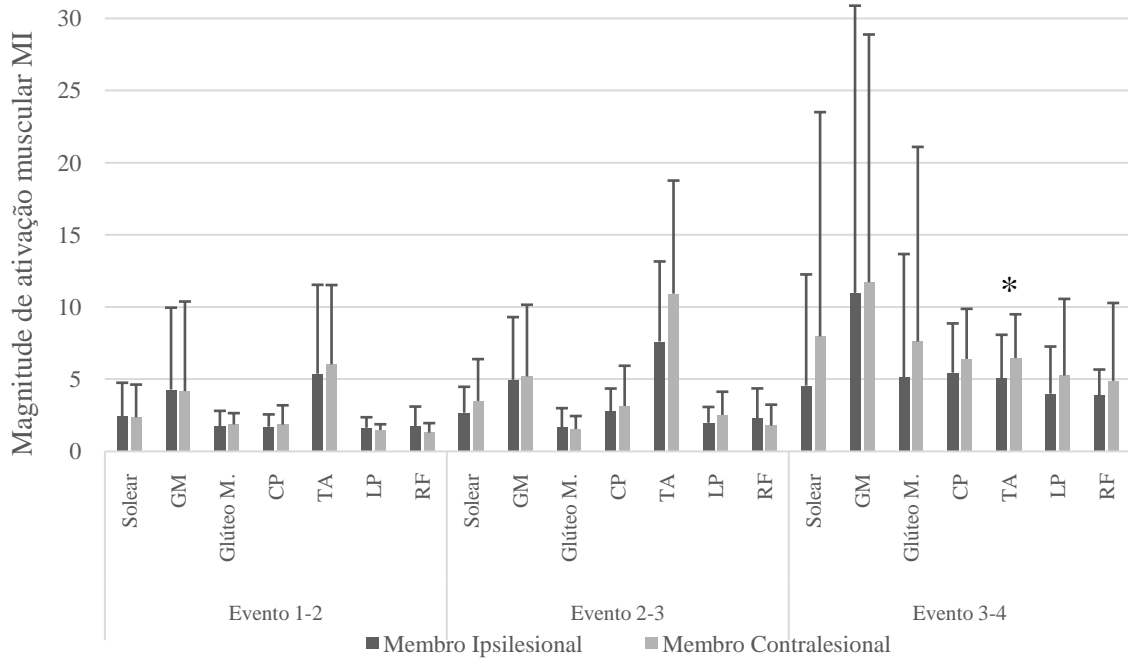


**Figura 4:** *Timing* de variação da atividade de cada grupo muscular (segundos - seg) [solear, gastrocnémio medial (GM), glúteo médio (Glúteo M.), curto peroneal (CP), tibial anterior (TA), longo peroneal (LP), reto femoral (RF)], no membro que inicia (MI) e no membro de apoio (MA); comparação entre o membro ipsilesional e o membro contralesional do grupo com instabilidade crónica do tornozelo (ICT).

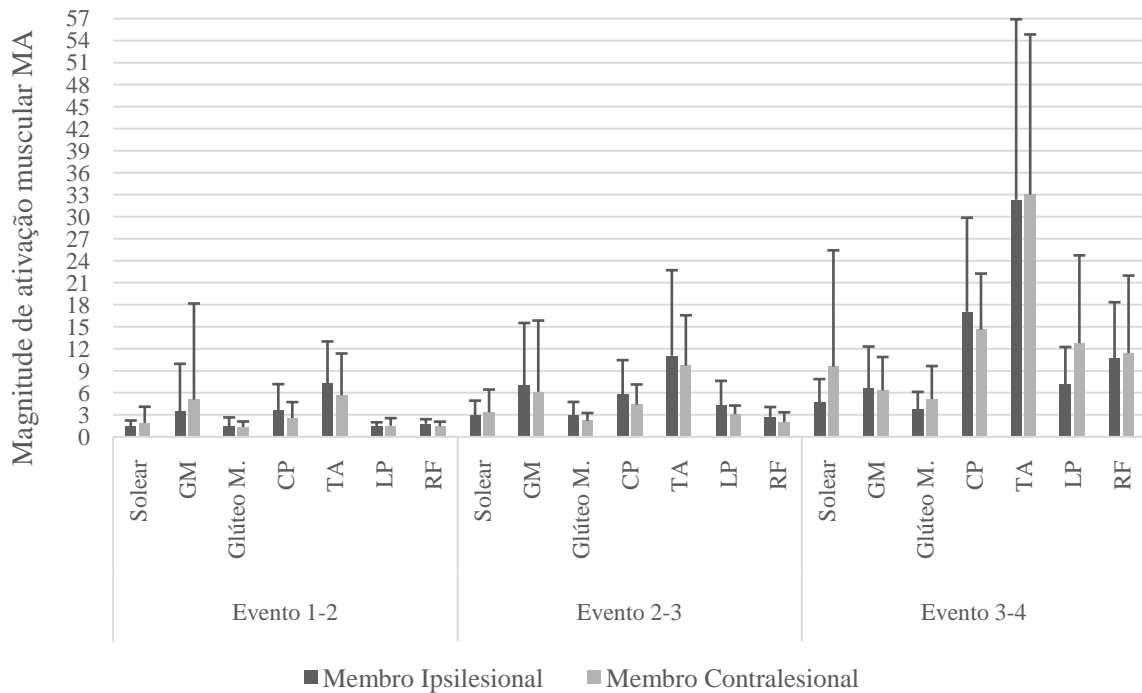
### 3.4.2 Magnitude de ativação muscular

Foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os membros ipsilesional e contralesional, entre os eventos 3 e 4, no músculo TA na posição MI, com valores de magnitude inferiores no membro ipsilesional. Além disso, os restantes grupos musculares mostraram também tendência para menor magnitude de ativação no membro ipsilesional (Figura 5). Apesar de não terem sido observadas diferenças estatisticamente significativas nos intervalos 1-2 e 2-3, foi observada uma tendência para maior magnitude dos músculos distais (solear, GM, CP, TA e LP) no membro contralesional na posição MI e na maior parte dos músculos no membro ipsilesional na posição MA entre os eventos 2 e 3 (Figuras 5 e 6).

Ajustes posturais no início do SLDL em indivíduos com ICT



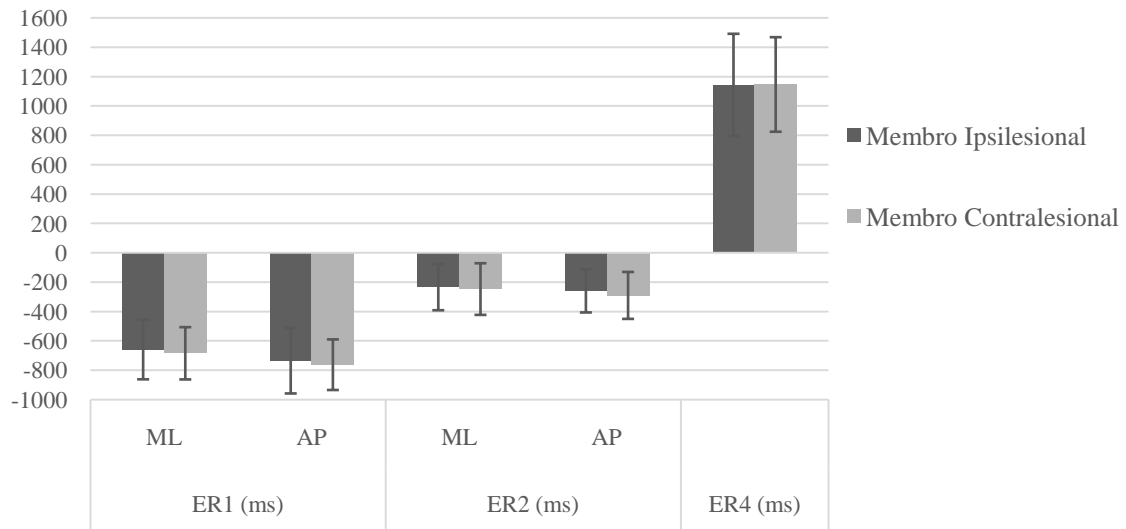
**Figura 5:** Magnitude de ativação de cada grupo muscular [solear, gastrocnêmio medial (GM), glúteo médio (Glúteo M.), curto peroneal (CP), tibial anterior (TA), longo peroneal (LP), reto femoral (RF)], no membro que inicia (MI), nos eventos 1-2, 2-3 e 3-4; comparação entre o membro ipsilesional e o membro contralateral do grupo com instabilidade crónica do tornozelo (ICT); \* $p < 0,05$ .



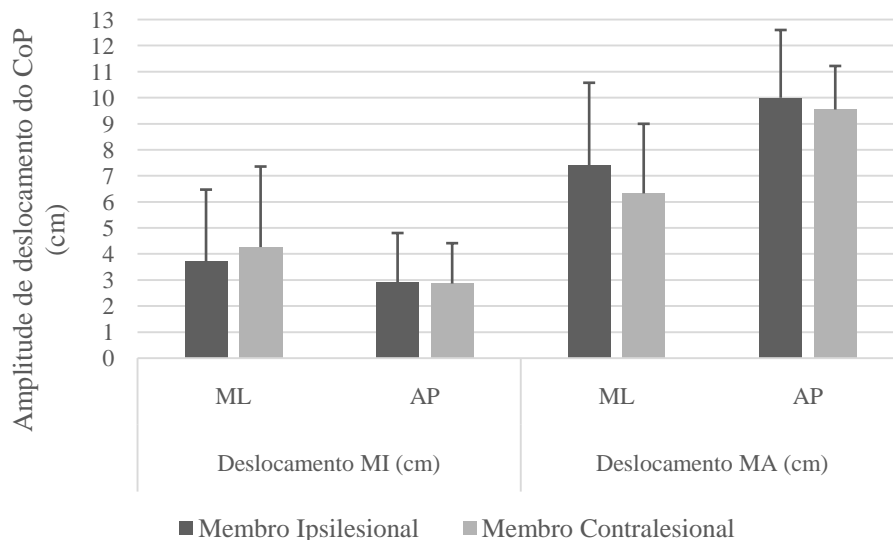
**Figura 6:** Magnitude de ativação de cada grupo muscular [solear, gastrocnêmio medial (GM), glúteo médio (Glúteo M.), curto peroneal (CP), tibial anterior (TA), longo peroneal (LP), reto femoral (RF)], no membro de apoio (MA), nos eventos 1-2, 2-3 e 3-4; comparação entre o membro ipsilesional e o membro contralateral do grupo com instabilidade crónica do tornozelo (ICT).

### 3.4.3 Variáveis relacionadas com o deslocamento do CoP

A análise intragrupo não revelou diferenças estatisticamente significativas entre os membros inferiores. Contudo, foi notório um início da oscilação póstero-lateral para o MI (ER1) e para o MA (ER2) tendencialmente mais tardio no membro ipsilesional (figura 7). Considerando a variável deslocamento do CoP no MA, verificou-se a existência de tendência para uma maior amplitude no membro ipsilesional, comparativamente com o contralesional (figura 8).



**Figura 7:** Início de oscilação do centro de pressão (CoP) para o membro que inicia (MI) – evento relativo (ER) 1 e para o membro de apoio (MA) – ER2, bem como instante em que o MI contacta a plataforma – ER4; comparação entre o membro ipsilesional e o membro contralesional do grupo com instabilidade crónica do tornozelo (ICT).



**Figura 8:** Deslocamento do CoP para o MI e no MA, nas direções médio-lateral (ML) e ântero-posterior (AP); comparação entre o membro ipsilesional e o membro contralesional do grupo com instabilidade crónica do tornozelo (ICT).

## 4 Discussão

O presente estudo teve como objetivo avaliar os ajustes posturais no início do SLDL, em contexto de dupla tarefa, nos indivíduos com ICT, comparativamente a indivíduos sem historial de entorse do tornozelo. O SLDL consiste numa tarefa funcional que exige coordenação simultânea entre os vários grupos musculares, bem como eficiência na estabilidade articular dinâmica e na absorção das forças de impacto associadas ao momento de contacto com o solo (Doherty C. , et al., 2014c; Fu & Hui-Chan, 2007; Santello, 2005). A evidência sugere que a manutenção de um padrão de movimento normal durante a realização de atividades complexas implica a ação dos mecanismos de *feedforward*, pela ocorrência de uma pré-ativação muscular, cujo *timing* e magnitude são antecipados pelo SNC (Doherty C. , et al., 2014c; Fu & Hui-Chan, 2007; Suda, Amorim, & Sacco, 2009).

A análise do *timing* de variação da atividade muscular durante a tarefa em estudo permitiu verificar que todos os músculos, independentemente da presença ou não de ICT, apresentam uma pré-ativação durante o intervalo de tempo de -300 a -200 ms em relação ao início da oscilação do CoP e em média 1 seg em relação ao início do movimento do tornozelo. Segundo *Krishnana, Latashb, & Aruina, (2012)*, esta atividade muscular preparatória encontra-se na janela temporal dos EPA's, contrariamente ao referido por diversos autores, que apenas referem a presença de APA's na preparação para o *landing* (Deun, et al., 2007; Krishnana, Latashb, & Aruina, 2012; Suda, Amorim, & Sacco, 2009). Apesar de não existirem diferenças significativas entre os indivíduos com e sem ICT, e considerando o baixo n amostral, é importante notar que o membro ipsilesional, quando inicia a tarefa, tem tendência para um atraso na variação da atividade muscular. Um atraso na ativação muscular pode conduzir a alterações na capacidade para controlar as forças reativas causadas pelos movimentos voluntários que, por sua vez, aumentam a probabilidade de nova lesão (Dingenen, et al., 2015; Suda, Amorim, & Sacco, 2009). Vários estudos que avaliaram a transição de apoio bipodálico para unipodálico verificaram um atraso no início da ativação dos músculos de todo o membro inferior, por parte dos indivíduos com ICT (Deun, Stappaerts, Levin, Janssens, & Staes, 2011; Dingenen, et al., 2015; Fereydounnia, et al., 2016). Já *Deun, et al., (2007)*, concluiu que o grupo com ICT não apresentou APA's, sendo que a atividade muscular foi apenas recrutada após o início da tarefa (Deun, et al., 2007). As diferenças entre as tarefas em análise, bem como, nos critérios de seleção da amostra, podem estar na origem da divergência de resultados

encontrada entre o presente estudo e a evidência prévia. De facto, apesar de terem sido considerados os critérios estabelecidos pelo *International Ankle Consortium*, é importante notar que a FAOS demonstrou limitações funcionais pouco significativas, nomeadamente ausência de sintomas extremos, nos indivíduos do grupo com ICT.

Modificações na ordem de recrutamento da pré-ativação muscular têm sido, da mesma forma, descritas por diversos autores nos indivíduos com ICT, comprovando a existência de alterações na modulação dos mecanismos de *feedforward* (Deun, et al., 2007; Santos, Kanekar, & Aruin, 2010a). Os resultados do presente estudo parecem corroborar esta hipótese ao demonstrarem que, no membro ipsilesional (quando este iniciou a tarefa), o CP foi recrutado numa posição mais tardia, comparativamente com o grupo sem ICT. Esta alteração pode ser relevante dada a importância da atividade antecipatória do CP em proporcionar estabilidade ao tornozelo e proteger a articulação no momento do contacto com o solo (Suda, Amorim, & Sacco, 2009). Segundo Santos, Kanekar, & Aruin, (2010a), quando a perturbação é previsível, o SNC utiliza a ordem de ativação muscular de distal para proximal, para permitir aplicar forças ao solo e contrariar o efeito da perturbação (Santos, Kanekar, & Aruin, 2010a). No entanto, no presente estudo, o membro contralesional (quando iniciou a tarefa) variou a atividade dos músculos proximais (RF e Glúteo M.) numa posição mais precoce, em detrimento do TA, comparativamente com o grupo sem ICT, o que pode sugerir que este membro está comprometido após uma entorse unilateral (Wikstrom, Naik, Lodha, & Cauraugh, 2010b). O mesmo foi verificado em indivíduos com ICT em estudos prévios, durante a transição de bipodálico para unipodálico e na marcha (Deun, et al., 2007; Feger, Donovan, Hart, & Hertel, 2015). Especula-se que uma posição mais tardia de ativação do TA, cuja função é proporcionar estabilidade à articulação do tornozelo, conduza a um recrutamento precoce dos músculos proximais, que têm um papel fundamental no controlo do equilíbrio e na absorção das forças de impacto durante o *landing* (Doherty C. , et al., 2016). Ambos os membros, ipsilesional e contralesional, quando desempenham a função de MA, mostraram uma variação de atividade do solear numa posição mais tardia, comparativamente com o grupo sem ICT. Esta alteração pode influenciar a capacidade deste músculo controlar o deslocamento anterior do centro de massa e, conseqüentemente influenciar o controlo postural durante o *landing* (Sousa , Silva, & Tavares, 2012).

Os APA's permitem um deslocamento póstero-lateral do CoP para o MI, contribuindo para a estabilidade postural durante a tarefa e melhoria da eficiência do primeiro passo (Sousa, Silva, & Tavares, 2012). Posteriormente, o CoP desloca-se para o MA, que é responsável pelo suporte corporal (Sousa, Silva, & Tavares, 2012). Nesta fase (eventos 1-2), não foram encontradas diferenças significativas entre os indivíduos com e sem ICT, no entanto verificou-se tendência para um atraso no início da oscilação do CoP para o MI e para o MA, nos membros ipsilesional e contralesional, comparados com o grupo sem ICT. Levin, et al., (2012), suporta esta tendência ao referenciar que os indivíduos com ICT apresentam maiores intervalos de tempo nas transferências de carga, antecipando a percepção de instabilidade perante o apoio unipodálico posterior (Levin, et al., 2012). Além do descrito, verificou-se no presente estudo uma tendência para um aumento da amplitude de deslocamento para o MI, nas direções ML e AP, por parte de ambos os membros do grupo com ICT, dados que podem sugerir a presença de alterações bilaterais, nas variáveis associadas ao CoP (Ridder R., et al., 2015; Wikstrom, Naik, Lodha, & Cauraugh, 2010b). No entanto, estudos futuros envolvendo um maior n amostral são necessários para confirmar as tendências observadas. A nível neuromuscular, durante a transição do CoP para o MI (entre os eventos 1 e 2), o membro contralesional, quando funciona como MA, apresentou uma magnitude de ativação inferior do músculo RF ( $p=0,030$ ), quando comparado com o grupo sem ICT. Este resultado pode estar na origem de uma menor capacidade do membro contralesional controlar a translação posterior do CoP, podendo explicar a tendência para o aumento do deslocamento do CoP já referida (Feger, Donovan, Hart, & Hertel, 2015). Os resultados supra-citados parecem corroborar a evidência mais recente, que sugere que a ICT envolve alterações no controlo da função neuromuscular de ambos os membros inferiores (incluindo a nível proximal), por parte do SNC (Doherty C., et al., 2015; Hertel & Olmsted-Kramer, 2007; Wikstrom, Naik, Lodha, & Cauraugh, 2010b).

Na tarefa em estudo, durante o deslocamento do CoP para o MA, decorre o início do movimento a nível do tornozelo que vai efetuar o *landing* (eventos 2-3). A avaliação neuromuscular nesta fase não evidenciou diferenças significativas entre grupos. Contudo, foi notória uma tendência para menor magnitude na atividade dos músculos solear, GM, CP, LP, TA e Glúteo M., no membro ipsilesional quando este iniciou a tarefa. De igual forma, vários estudos realizados em tarefas que envolvem o *drop landing*, demonstraram menor atividade muscular *pré-landing* dos músculos peroneais e TA (Delahunt, Monaghan,

& Caulfield, 2006b; Feger, Donovan, Hart, & Hertel, 2014; Levin, et al., 2015). Este défice predispõe o tornozelo a uma posição menos estável e mais vulnerável, dada a importância do TA em impedir a flexão plantar excessiva (mecanismo de entorse) e dos peroneais, cuja função eversora parece ser a forma mais eficaz de proteger o tornozelo no momento do contacto com o solo (Suda, Amorim, & Sacco, 2009). Relativamente ao MA, entre os eventos 2-3, verificou-se tendência para menor magnitude de ativação de todos os grupos musculares avaliados, nos membros ipsilesional e contralesional, comparativamente com o grupo sem ICT. Este défice pode conduzir à diminuição da estabilidade do MA e, por sua vez, afetar a eficácia na propulsão anterior do membro que inicia a tarefa (Sousa, Silva, & Santos, 2015a). Os dados descritos apontam, uma vez mais, para o comprometimento bilateral e da musculatura proximal em indivíduos com ICT (Doherty C. , et al., 2015).

A última etapa em estudo engloba o deslocamento do CoP no MA, desde o início do movimento do tornozelo até ao contacto do membro que inicia a tarefa com a superfície instável (eventos 3-4). Nesta fase, o membro ipsilesional, na posição de MI, apresentou valores de magnitude inferiores nos músculos CP, TA e RF ( $p=0,036$ ;  $p=0,007$ ;  $p=0,030$ , respetivamente) relativamente aos obtidos no grupo sem ICT. Assim, denota-se que a diminuição da ativação muscular do TA e do CP nos indivíduos com ICT prolongou-se ao longo da tarefa, tornando-se mais evidente durante o *landing*. Este facto comprova a presença de défices na estabilização articular do tornozelo, tornando-o mais vulnerável durante o contacto com o solo, principalmente perante uma superfície instável (Dundas, Gutierrez, & Pozzi, 2014; Lee & Powers, 2013; Ridder R. , Willems, Vanrenterghem, Robinson, & Roosen, 2014; Suda, Amorim, & Sacco, 2009). O recrutamento muscular deficitário do TA, associado ao défice de ativação do RF, repercute-se também em alterações na absorção das forças de impacto no solo por parte do membro ipsilesional, dos indivíduos com ICT (Santello, 2005; Suda, Amorim, & Sacco, 2009). É de salientar a importância da ativação do RF para aceitação da carga corporal e para evitar o colapso do membro inferior durante o *landing* (Blackburn & Padua, 2008; Feger, Donovan, Hart, & Hertel, 2015). Tendo em conta o supracitado, depreende-se que o SNC nos indivíduos com ICT não se mostrou capaz de modular a ativação muscular no momento do contacto com a superfície instável (*landing*), inclusive em músculos mais proximais (Santello, 2005). A tendência para a alteração na modulação dos mecanismos de *feedforward*, previamente descrito, pode ter influenciado negativamente o recrutamento muscular nesta fase da tarefa (Deun, et al., 2007; Wikstrom E. , Tillman, Chmielewski, & Borsa, 2006). Vários autores

têm referido um aumento da ativação muscular quando o tornozelo se encontra mais próximo do contacto com o solo, como estratégia compensatória protetiva, no entanto, esta capacidade não foi observada nos indivíduos com ICT do presente estudo (Dundas, Gutierrez, & Pozzi, 2014; Moisan, Descarreaux, & Cantin, 2017). Nesta fase (eventos 3-4), o MA desempenha um papel relevante no controlo postural, uma vez que o indivíduo passa por um período transitório de apoio unipodálico. Contudo, quando o membro ipsilesional desempenha esta função, verificou-se tendência para menor magnitude de ativação de todos os grupos musculares, comparativamente com o grupo sem ICT, o que possivelmente resulta numa diminuição da estabilidade neste conjunto postural (Fu & Hui-Chan, 2007; Sousa, Silva, & Tavares, 2012). A alteração neuromuscular descrita repercute-se numa tendência para maior amplitude de deslocamento do CoP no MA, nas direções AP e ML, no membro ipsilesional dos indivíduos com ICT (Lee & Powers, 2013; Ridder R., et al., 2015). No entanto, uma vez que esta fase engloba um período de apoio unipodálico seguido de um instante em bipodálico, os resultados obtidos podem não refletir claramente as diferenças entre os indivíduos no comportamento do CoP, pelo que se sugere a análise isolada da fase de apoio unipodálico em estudos futuros. Verificou-se também tendência para maiores magnitudes de ativação muscular em todo o membro contralesional quando inicia a tarefa, com diferenças significativas no TA ( $p=0,036$ ), quando comparado com o ipsilesional. Pressupõe-se que esta discrepância neuromuscular surja na tentativa de compensar o défice de magnitude de ativação muscular do membro ipsilesional como MA (previamente descrito) (Deun, et al., 2007; Doherty C., et al., 2016). O instante em que ocorre o contacto do membro que inicia a tarefa com a superfície instável não revelou diferenças significativas entre os indivíduos com e sem ICT. Contudo, torna-se relevante referir que, tanto o membro ipsilesional, como o contralesional, mostraram tendência para um contacto mais tardio com a superfície, quando comparados com o grupo sem ICT. O atraso no *landing* pode estar relacionado com os défices dos mecanismos antecipatórios e reativos, tanto a nível neuromuscular, como mecânico, evidenciados pelos indivíduos com ICT em ambos os membros (Doherty C., et al., 2014b; Wikstrom E. A., Tillman, Schenker, & Borsa, 2008).

Segundo Hoch, Farwell, Gaven, & Weinhandl, (2015), a limitação da amplitude de dorsiflexão encontra-se associada à ICT e pode alterar a biomecânica durante o *landing*; contudo, esta influência não se verificou no presente estudo, o que pode justificar as diferenças menos notórias obtidas nesta investigação, contrariamente a estudos anteriores

(Hoch, Farwell, Gaven, & Weinhandl, 2015). Da mesma forma, a dominância do membro inferior não se repercutiu em alterações nas variáveis analisadas, tal como no estudo de Mitchell, Dyson, Hale, & Abraham, (2008) (Mitchell, Dyson, Hale, & Abraham, 2008).

Perante a exigência do movimento funcional em análise (SLDL em contexto de dupla tarefa, com apoio em superfície instável) e a previsibilidade do mesmo, seria de esperar que os resultados deste estudo salientassem, de forma mais significativa, as alterações do controlo postural nos indivíduos com ICT, nomeadamente nos mecanismos de *feedforward* (Santello, 2005; Santos, Kanekar, & Aruin, 2010b). No entanto, deve ter-se em conta as limitações do presente estudo, nomeadamente, possíveis compensações realizadas com o tronco e membros superiores durante o SLDL pelos indivíduos com ICT, utilização de uma caixa com altura *standard* e sem adaptação à altura de cada indivíduo, bem como elevada familiarização com a tarefa antes da recolha de dados, o que pode ter permitido ao indivíduo a aquisição de memórias sensoriomotoras e, conseqüentemente, uma menor dependência das aferências visuais (Blackburn & Padua, 2008; Levin, et al., 2012; Ross, Guskiewicz, & Yu, 2005; Terada, Ball, Pietrosimone, & Gribble, 2016). Além do referido, considera-se como limitação do estudo, o baixo n amostral (associado a fraco poder estatístico), que impossibilitou a divisão dos indivíduos com ICT consoante a presença de IF e/ou IM. Alguns estudos comprovam diferenças nas estratégias de controlo motor durante o *step down* entre indivíduos com IF e IM (Barlow, Donovan, Hart, & Hertel, 2015; Brown, Padua, Marshall, & Guskiewicz, 2008). Assim, aconselha-se que os estudos futuros tenham em conta os aspetos supramencionados.

## 5 Conclusão

Em suma, o grupo com ICT demonstrou alterações bilaterais no controlo postural durante o início do SLDL. No membro ipsilesional estas foram expressas essencialmente por uma diminuição da magnitude de ativação dos músculos CP, TA e RF durante o *landing*. Já no membro contralesional, a alteração mais notória passou pela diminuição da magnitude de ativação do músculo RF, no papel de MA, conduzindo possivelmente à tendência observada para um menor controlo da translação posterior do CoP para o MI. As tendências analisadas apontam ainda para atraso e diminuição dos mecanismos de *feedforward*, na preparação para o SLDL, por parte dos indivíduos com ICT, tanto no membro ipsilesional, como no contralesional, com repercussões negativas na execução da restante tarefa. Assim, os resultados do presente estudo sugerem adaptações no controlo

neuromuscular pelo SNC, após entorse unilateral do tornozelo. Deste modo, as intervenções terapêuticas direcionadas para a ICT devem estar focadas no restabelecimento da função neuromuscular normal, em ambos os membros inferiores, durante tarefas dinâmicas.

## 6 Agradecimentos

À professora Andreia Sousa, no papel de orientadora, pela sua dedicação e disponibilidade; à equipa de investigação, sobretudo à Ana Isabel Gouveia por toda a colaboração e constante entreaajuda; aos participantes que tornaram possível a presente investigação; a todos os que deram o seu contributo.

## 7 Referências bibliográficas

Barlow, G., Donovan, L., Hart, J. M., & Hertel, J. (2015). Effect of lace-up ankle braces on electromyography measures during walking in adults with chronic ankle instability. *Physical Therapy in Sport*, 16, 16-21.

Bauer, A. L. (2006). Ankle kinetics during landing tasks in participants with chronic ankle instability and uninjured controls. *College of Graduate Studies - Georgia Southern University*.

Bertec Corporation. (2012). *Bertec Force Plates*. United Kingdom.

Blackburn, J. T., & Padua, D. A. (2008). Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. *Clinical Biomechanics*, 23, 313–319.

Brosseau, L., Balmer, S., Tousignant, M., O’Sullivan, J. P., Goudreault, C., Goudreault, M., & Gringras, S. (March de 2001). Intra- and Intertester Reliability and Criterion Validity of the Parallelogram and Universal Goniometers for Measuring Maximum Active Knee Flexion and Extension of Patients With Knee Restrictions. *Arch Phys Med Rehabil*, 82.

Brown, C., Padua, D., Marshall, S. W., & Guskiewicz, K. (2008). Individuals with mechanical ankle instability exhibit different motion patterns than those with functional ankle instability and ankle sprain copers. *Clinical Biomechanics*, 23, 822–831.

Calatayud, J., Martin, F., Gargallo, P., García-Redondo, J., Colado, J., & Marín, P. (April de 2015). The Validity and Reliability of a New Instrumented Device for Measuring Ankle Dorsiflexion Range of Motion. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 10(2), 197-202.

Caulfield, B., & Garrett, M. (2002). Functional Instability of the Ankle: Differences in Patterns of Ankle and Knee Movement Prior To and Post Landing in a Single Leg Jump. *Int J Sports Med*, 23, 64–68.

Caulfield, B., & Garrett, M. (2004). Changes in ground reaction force during jump landing in subjects with functional instability of the ankle joint. *Clinical Biomechanics*, 19, 617-621.

Correia, P. P., & Mil-Homens, P. (2004). *A Electromiografia no Estudo do Movimento Humano*. Cruz Quebrada: Faculdade de Motricidade Humana Serviço de Edições.

Delahunt, E., Monaghan, K., & Caulfield, B. (2006a). Altered Neuromuscular Control and Ankle Joint Kinematics During Walking in Subjects With Functional Instability of the Ankle Joint. *The American Journal of Sports Medicine*, 34 (12).

Delahunt, E., Monaghan, K., & Caulfield, B. (October de 2006b). 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 Orthopaedic Research*, 1991-2000.

Deun, S. V., Staes, F. F., Stappaerts, K. H., Janssens, L., Levin, O., & Peers, K. K. (2007). Relationship of Chronic Ankle Instability to Muscle Activation Patterns During the Transition From Double-Leg to Single-Leg Stance. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(2), 274-281.

Deun, S. V., Stappaerts, K., Levin, O., Janssens, L., & Staes, F. (2011). Stability of Measurement Outcomes for Voluntary Task Performance in Participants With Chronic Ankle Instability and Healthy Participants. *Journal of Athletic Training*, 46(4), 366–375.

Dingenen, B., Peeraer, L., Deschamps, K., Fieuw, S., Janssens, L., & Staes, F. (2015). Muscle-Activation Onset Times With Shoes and Foot Orthoses in Participants With Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 50(7), 688–696.

Docherty, C. L., & Rybak-Webb, K. (2009). Reliability of the Anterior Drawer and Talar Tilt Tests Using the LigMaster Joint Arthrometer. *Journal of Sport Rehabilitation*, 18, 389-397.

Docherty, C., Gansneder, B., Arnold, B., & Hurwitz, S. (2006). Development and Reliability of the Ankle Instability Instrument. *Journal of Athletic Training*, 41(2), 154–158.

Doherty, C., Bleakley, C., Hertel, J., Caulfield, B., Ryan, J., & Delahunt, E. (2014a). Single-leg drop landing motor control strategies following acute ankle sprain injury. *Scand J Med Sci Sports*, 1-9.

Doherty, C., Bleakley, C., Hertel, J., Caulfield, B., Ryan, J., & Delahunt, E. (2014b). Single-leg drop landing movement strategies 6 months following first-time acute lateral ankle sprain injury. *Scand J Med Sci Sports*, 1-12.

Doherty, C., Bleakley, C., Hertel, J., Caulfield, B., Ryan, J., & Delahunt, E. (2015). Dynamic balance deficits in individuals with chronic ankle instability compared to ankle sprain copers 1 year after a first-time lateral ankle sprain injury. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.*

Doherty, C., Bleakley, C., Hertel, J., Caulfield, B., Ryan, J., & Delahunt, E. (2016). Single-leg drop landing movement strategies in participants with chronic ankle instability compared with lateral ankle sprain ‘copers’. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 24, 1049–1059. doi:10.1007/s00167-015-3852-9

Doherty, C., Bleakley, C., Hertel, J., weeney, K. S., Caulfield, B., Ryan, J., & Delahunt, E. (2014c). Lower extremity coordination and symmetry patterns during a drop vertical jump task following acute ankle sprain. *Human Movement Science*, 38, 34–46.

Domingues, F., Pascoalinho, J., & Esteves, J. (s.d). Adaptation and validation of the Foot and Ankle Outcome Score (FAOS) for use in Portugal. *Physiotherapy department at the Escola Superior de Saude do Alcoitão.*

Donahue, M. S., Docherty, C. L., & Riley, Z. A. (2014). Decreased fibularis reflex response during inversion perturbations in FAI subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24, 84–89.

Donahue, M., Simon, J., & Docherty, C. (2011). Critical Review of Self-Reported Functional Ankle Instability Measures. *Foot & Ankle International*, 1140 - 1146. doi:10.3113

Donovan, L., Hart, J. M., Saliba, S. A., Park, J., Feger, M. A., Herb, C. C., & Hertel, J. (2016). Rehabilitation for Chronic Ankle Instability With or Without Destabilization Devices: A Randomized Controlled Trial. *Journal of Athletic Training*, 51(3), 233–251.

Dundas, M. A., Gutierrez, G. M., & Pozzi, F. (2014). Neuromuscular control during stepping down in continuous gait in individuals with and without ankle instability. *Journal of Sports Sciences*, 32(10), 926-933.

Echaute, C., Vaes, P., Aerschot, L. V., Asman, S., & Duquet, W. (2007). The clinimetric qualities of patient-assessed instruments for measuring chronic ankle instability: A systematic review. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 8(6).

Eston, R., & Reilly, T. (2009). *Kinanthropometry and exercise physiology laboratory manual: tests, procedures and data* (3 ed ed., Vol. 1: Anthropometry). Routledge.

Feger, M. A., Donovan, L., Hart, J. M., & Hertel, J. (July de 2014). Lower Extremity Muscle Activation During Functional Exercises in Patients With and Without Chronic Ankle Instability. *PM&R*, 6, 602-611.

Feger, M. A., Donovan, L., Hart, J. M., & Hertel, J. (2015). Lower Extremity Muscle Activation in Patients With or Without Chronic Ankle Instability During Walking. *Journal of Athletic Training*, 50(4), 350-357.

Fereydounnia, S., Shadmehr, A., Moghadam, S. T., Olyaei, G., Jalaie, S., & Tahmasebi, A. (2016). Muscle timing in injured and non-injured leg of athletes with chronic ankle instability in response to a visual stimulus during forward jumping. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 20, 3-9.

Fleivas, D. A., Bernard, M., Ristanis, S., Moraiti, C., Georgoulis, A. D., & Pappas, E. (2016). Peroneal electromechanical delay and fatigue in patients. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.*

Fu, S. N., & Hui-Chan, C. W. (2007). Modulation of Prelanding Lower-Limb Muscle Responses in Athletes with Multiple Ankle Sprains. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 39(10), 1774-1783.

Futatsubashi, G., Sasada, S., Tazoe, T., & Komiyama, T. (2013). Gain modulation of the middle latency cutaneous reflex in patients with chronic joint instability after ankle sprain. *Clinical Neurophysiology*, 124, 1406-1413.

Gehring, D., Faschian, K., Lauber, B., Lohrer, H., Nauck, T., & Gollhofer, A. (2014). Mechanical instability destabilises the ankle joint directly in the ankle-sprain mechanism. *Br J Sports Med*, 48, 377-382.

Golightly, Y. M., DeVellis, R. F., Nelson, A. E., Hannan, M. T., Lohmander, L. S., Renner, J. B., & Jordan, J. M. (March de 2014). Psychometric Properties of the Foot and Ankle Outcome Score in a Community-Based Study of Adults with and without Osteoarthritis. *Arthritis Care Res (Hoboken)*, 66(3), 395-403.

Gribble, P. A., Delahunt, E., Bleakley, C. M., Caulfield, B., Docherty, C. L., Fong, D. T.-P., . . . Fourchet, F. (2014). Selection Criteria for Patients With Chronic Ankle Instability in Controlled Research: A Position Statement of the International Ankle Consortium. *Journal of Athletic Training* 2014;, 49(1), 121-127.

Gribble, P., & Robinson, R. (2009). Alterations in Knee Kinematics and Dynamic Stability Associated With Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 44(4), 350-355.

Grindstaff, T. L., Beazell, J. R., Sauer, L. D., Magrum, E. M., Ingersoll, C. D., & Hertel, J. (2011). Immediate effects of a tibiofibular joint manipulation on lower extremity H-reflex measurements in individuals with chronic ankle instability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21, 652-658.

Grindstaff, T. L., Hanish, M. J., Wheeler, T. J., Basnett, C. R., Miriovsky, D. J., Danielson, E. L., . . . Threlkeld, A. J. (2015). *Journal of Electromyography and Kinesiology*. *Fibular taping does not alter lower extremity spinal reflex excitability in individuals with chronic ankle instability*, 25, 253-259.

Grüneberg, C., Nieuwenhuijzen, P., & Duysens, J. (2003). Reflex responses in the lower leg following landing impact on an inverting and non-inverting platform. 985-993. doi:10.1113/jphysiol.2002.036244

Gutierrez, G. M., & Kaminski, T. (2010). A Novel Dynamic Ankle-Supinating Device. *Journal of Applied Biomechanics*, 26, 114-121.

- Gutierrez, G., Knight, C., Swanik, C., Royer, T., Manal, K., Caulfield, B., & Kaminski, T. (2012). Examining Neuromuscular Control During Landings on a Supinating Platform in Persons With and Without Ankle Instability. *The American Journal of Sports Medicine*, 40 (1), 193-201. doi:10.1177/0363546511422323
- Hale, S. A., Fergus, A., Axmacher, R., & Kiser, K. (2014). Bilateral Improvements in Lower Extremity Function After Unilateral Balance Training in Individuals With Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 49(2), 181–191.
- Halla, E., & Docherty, C. (2017). Validity of clinical outcome measures to evaluate ankle range of motion during the weight-bearing lunge test. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 1- 4.
- Hartley, E. M., Hoch, M. C., & McKeon, P. O. (2016). Reliability and responsiveness of gait initiation profiles in those with chronic ankle instability. *Gait & Posture*, 49, 86–89.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10, 361–374.
- Hertel, J., & Olmsted-Kramer, L. (2007). Deficits in time-to-boundary measures of postural control with chronic ankle instability. *Gait & Posture*, 25, 33–39.
- Hoch, M. C., & McKeon, P. O. (2011). Joint Mobilization Improves Spatiotemporal Postural Control and Range of Motion in Those with Chronic Ankle Instability. *J Orthop Res*, 29, 326-332.
- Hoch, M., Farwell, K., Gaven, S., & Weinhandl, J. (2015). Weight-Bearing Dorsiflexion Range of Motion and Landing Biomechanics in Individuals With Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 50(8), 833–839. doi:10.4085/1062-6050-50.5.07
- Hopkins, J., Coglianese, M., Glasgow, P., Reese, S., & Seeley, M. (2012). Alterations in evtor/invertor muscle activation and center of pressure trajectory in participants with functional ankle instability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22, 280–285.
- Kanekar, N., & Aruin, A. (2014). Improvement of anticipatory postural adjustments for balance control: effect of a single training session. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. doi:dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.11.002
- 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, 605–608.
- Kim, K., & Jeon, K. (2016). Comparisons of knee and ankle joint angles and ground reaction force according to functional differences during single-leg drop landing. *J. Phys. Ther. Sci.*, 28, 1150–1154.
- Koldenhoven, R. M., Feger, M. A., Fraser, J. J., Saliba, S., & Hertel, J. (2016). Surface electromyography and plantar pressure during walking in young adults with chronic ankle instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 24, 1060–1070.
- Konor, M., Morton, S., Eckerson, J., & Grindstaff, T. (2012). Reliability of Three Measures of Ankle Dorsiflexion Range of Motion. *The International Journal of Sports Physical Therapy | Volume 7, Number 3 | June 2012 | Page 279, 7 (3), 279-287.*
- Koshino, Y., Ishida, T., Yamanaka, M., Ezawa, Y., Okunuki, T., Kobayashi, T., . . . Tohyama, H. (2016). Kinematics and muscle activities of the lower limb during a side-cutting task in subjects with chronic ankle instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 24, 1071–1080.
- Krishnana, V., Latashb, M., & Aruina, A. (May de 2012). Early and Late Components of Feed-forward Postural Adjustments to Predictable Perturbations. *Clin Neurophysiol.*, 123(5), 1016–1026. doi:10.1016/j.clinph.2011.09.014.

Kulas, A. S., Hortobágyi, T., & DeVita, P. (2010). The Interaction of Trunk-Load and Trunk-Position Adaptations on Knee Anterior Shear and Hamstrings Muscle Forces During Landing. *Journal of Athletic Training, 45*(1), 5–15.

Lai, Y.-L., & Lee, H.-J. (2015). Effects of different heights of box drop vertical jump on the chronic ankle instability individuals. *International Conference on Biomechanics in Sports*.

Lee, B. H., Choi, K.-H., Seo, D. Y., Choi, S. M., & Kim, G. L. (2016). Diagnostic validity of alternative manual stress radiographic technique detecting subtalar instability with concomitant ankle instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 24*, 1029–1039.

Lee, S.-P., & Powers, C. (2013). Fatigue of the hip abductors results in increased medial–lateral center of pressure excursion and altered peroneus longus activation during a unipedal landing task. *Clinical Biomechanics, 28*, 524–529.

Levin, O., Nevel, A. V., Malone, C., Deun, S. V., Duysens, J., & Staes, F. (2012). Sway activity and muscle recruitment order during transition from double to single-leg stance in subjects with chronic ankle instability. *Gait & Posture, 36*, 546–551.

Levin, O., Vanwanseele, B., Thijsen, J. R., Helsen, W. F., Staes, F. F., & Duysens, J. (2015). Proactive and reactive neuromuscular control in subjects with chronic ankle instability: Evidence from a pilot study on landing. *Gait & Posture, 41*, 106–111.

Linens, S. W., Ross, S. E., Arnold, B. L., Gayle, R., & Pidcoe, P. (2014). Postural-Stability Tests That Identify Individuals With Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training, 49*(1), 15–23.

Lohrer, H., Nauck, T., Gehring, D., Wissler, S., Braag, B., & Gollhofer, A. (2015). Differences between mechanically stable and unstable chronic ankle instability subgroups when examined by arthrometer and FAAM-G. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research, 10*(32), 1-9.

Marôco, J. (2014). *Análise Estatística com o SPSS Statistics* (6 ed.). Pêro Pinheiro, Portugal: ReportNumber.

Massada, M., Pereira, A., Aido, R., Sousa, R., & Massada, L. (Setembro de 2010). Entorses do Tornozelo da Lesão Aguda à Instabilidade Crónica. *Revista de Medicina Desportiva in forma, 1*(5), 12-14.

Mitchell, A., Dyson, R., Hale, T., & Abraham, C. (2008). Biomechanics of Ankle Instability. Part 1: Reaction Time to Simulated Ankle Sprain. *Med. Sci. Sports Exerc., 40*(8), 1515–1521.

Mohapatra, S., Kukkar, K., & Aruin, A. (2014). Support surface related changes in feedforward and feedback control of standing posture. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 24*, 144–152.

Moisan, G., Descarreaux, M., & Cantin, V. (2017). Effects of chronic ankle instability on kinetics, kinematics and muscle activity during walking and running: A systematic review. *Gait & Posture, 52*, 381–399.

Munn, J., Beard, D., Refshauge, K., & Lee, R. (2003). Eccentric Muscle Strength in Functional Ankle Instability. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 24*(5), 245-250.

Nédélec, M., McCall, A., Carling, C., Legall, F., Berthoin, S., & Dupont, G. (2012). Recovery in Soccer Part I–Post-Match Fatigue and Time Course of Recovery. *Sports Med, 42* (12), 997-1015.

Nordin, A. D., & Dufek, J. S. (2016). Neuromechanical synergies in single-leg landing reveal changes in movement control. *Human Movement Science, 49*, 66–78.

Norkin, C. C., & White, D. J. (2009). *Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry*. F.A. Davis.

Parasher, R. K., Nagy, D. R., Em, A. L., Phillips, H. J., & Donough, A. L. (2012). Clinical measurement of mechanical ankle instability. *Manual Therapy, 17*, 470-473.

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.

Rampinini, E., Bosio, A., Ferraresi, I., Petruolo, A., Morelli, A., & Sassi, A. (2011). Match-Related Fatigue in Soccer Players. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 43(11), 2161–2170.

Ridder, R. D., Willems, T., Vanrenterghem, J., & Roosen, P. (2015). Influence of balance surface on ankle stabilizing muscle activity in subjects with chronic ankle instability. *J Rehabil Med*, 47, 632–638.

Ridder, R., Willems, T., Vanrenterghem, J., Robinson, M., & Roosen, P. (2014). Lower Limb Landing Biomechanics in Subjects with Chronic Ankle Instability. *Medicine & Science in Sports & Exercise*.

Ridder, R., Willems, T., Vanrenterghem, J., Robinson, M., Palmans, T., & Roosen, P. (2015). Multi-segment foot landing kinematics in subjects with chronic ankle instability. *Clinical Biomechanics*, 30, 585–592.

Roach, S., Juan, J. G., Suprak, D. N., & Lyda, M. (October de 2013). Concurrent validity of digital inclinometer and universal goniometer in assessing passive hip mobility in healthy subjects. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 8 (5), 680-688.

Rodriguez-Merchan, E. C. (2012). Chronic ankle instability: diagnosis and treatment. *Arch Orthop Trauma Surg*, 132, 211–219.

Rosen, A. B., Ko, J., & Brown, C. N. (2015). Diagnostic accuracy of instrumented and manual talar tilt tests in chronic ankle instability populations. *Scand J Med Sci Sports*, 25, 214–221.

Ross, S., Guskiewicz, K., & Yu, B. (December de 2005). Single-Leg Jump-Landing Stabilization Times in Subjects With Functionally Unstable Ankles. *Journal of Athletic Training*, 40(4), 298–304.

Santello, M. (2005). Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. *Gait and Posture*, 21, 85–94.

Santos, M. J., Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2010a). The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, 388–397.

Santos, M. J., Kanekar, N., & Aruin, A. S. (June de 2010b). The Role of Anticipatory Postural Adjustments in Compensatory Control of Posture: 2. Biomechanical Analysis. *J Electromyogr Kinesiol*, 20(3), 398–405.

Santos, M., Kanekar, N., & Aruin, A. (2009). The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 388-397.

Scariot, V., Claudino, R., Santos, E., Rios, J., & Santos, M. (2012). Ajustes posturais antecipatórios e compensatórios ao pegar uma bola em condição de estabilidade e instabilidade postural. *Fisioter Pesq*, 19(3), 228-235.

Scarpina, F., & Tagini, S. (12 de April de 2017). The Stroop Color and Word Test. *Front. Psychol.*, 8.

Simon, J., Donahue, M., & Docherty, C. L. (2014). Critical review of self-reported functional ankle instability measures: A follow up. *Physical Therapy in Sport*, 15, 97-100.

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*, 29(4), 131-143.

Sousa, A., Santos, R., & Silva, A. (2016). Ankle Intrinsic Stiffness in Subcortical Poststroke Subjects. *Journal of Motor Behavior*, 1-8.

Sousa, A., Silva, A., & Santos, R. (2015a). Ankle anticipatory postural adjustments during gait initiation in healthy and post-stroke subjects. *Clinical Biomechanics*, *30*, 960–965.

Sousa, A., Silva, A., & Santos, R. (2015b). Reliability of Two Methods for Identifying the Postural Phase of Gait Initiation in Healthy and Poststroke Subjects. *Journal of applied biomechanics*, 349-356.

Suda, E., Amorim, C., & Sacco, I. (2009). Influence of ankle functional instability on the ankle electromyography during landing after volleyball blocking. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *19*, e84–e93.

Terada, M., Ball, L., Pietrosimone, B., & Gribble, P. (2016). Altered visual focus on sensorimotor control in people with chronic ankle instability. *Journal of Sports Sciences*, *34*(2), 171–180. doi:10.1080/02640414.2015.1043324

Terada, M., Harkey, M. S., Wells, A. M., Pietrosimone, B. G., & Gribble, P. A. (2014). The influence of ankle dorsiflexion and self-reported patient outcomes on dynamic postural control in participants with chronic ankle instability. *Gait & Posture*, *40*, 193–197.

Terada, M., Pietrosimone, B. G., & Gribble, P. A. (2014). Alterations in Neuromuscular Control at the Knee in Individuals With Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, *49*(5), 599–607.

Turns, L. J., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2007). Relationships Between Muscle Activity and Anteroposterior Ground Reaction Forces in Hemiparetic Walking. *Physical Medicine and Rehabilitation*, 1127–1135.

Vaseenon, T., Gao, Y., & Phisitkul, P. (Janeio de 2012). Comparison of Two Manual Tests for Ankle Laxity due to Rupture of the Lateral Ankle Ligaments. *The Iowa Orthopaedic Journal*, 9-16.

Webster, K. A., Pietrosimone, B. G., & Gribble, P. A. (2016). Muscle Activation During Landing Before and After Fatigue in Individuals With or Without Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, *51*(8), 629–636.

Wikstrom, E. A., Bishop, M. D., Inamdar, A. D., & Hass, C. J. (2010a). Gait Termination Control Strategies Are Altered in Chronic Ankle Instability Subjects. *Med. Sci. Sports Exerc.*, *42*(1), 197–205.

Wikstrom, E. A., Naik, S., Lodha, N., & Cauraugh, J. H. (2010b). Bilateral balance impairments after lateral ankle trauma: A systematic review and meta-analysis. *Gait & Posture*, *31*, 407–414.

Wikstrom, E. A., Tillman, M. D., & Borsa, P. A. (2005). Detection of Dynamic Stability Deficits in Subjects with Functional Ankle Instability. *Med. Sci. Sports Exerc.*, *37*(2), 169 –175.

Wikstrom, E. A., Tillman, M. D., Schenker, S., & Borsa, P. A. (2008). Failed jump landing trials: deficits in neuromuscular control. *Scand J Med Sci Sports*, *18*, 55–61.

Wikstrom, E., Tillman, M., Chmielewski, T., & Borsa, P. (February de 2006). Measurement and Evaluation of Dynamic Joint Stability of the Knee and Ankle After Injury. *Sports Medicine*, *36*(5), 393-410.

Youdas, J. W., Bogard, C. L., & Suman, V. J. (October de 1993). Reliability of Goniometric Measurements and Visual Estimates of Ankle Joint Active Range of Motion Obtained in a Clinical Setting. *Arch Phys Med Rehabil*, *74*.

## Anexo 1 - Questionário de seleção e caracterização da amostra

2017-6-18

Mecanismos de feedforward e feedback em atletas com instabilidade crónica do tornozelo

### Mecanismos de feedforward e feedback em atletas com instabilidade crónica do tornozelo

Somos um grupo de alunos da Escola Superior de Saúde do Politécnico do Porto, que se encontra a desenvolver um estudo acerca dos mecanismos de feedforward e feedback, durante a tarefa single-leg drop landing, em indivíduos com instabilidade crónica do tornozelo.

Desta forma, o presente questionário é dirigido a atletas e tem como objectivo a selecção de possíveis participantes, que, no caso de reunirem os critérios necessários para a participação neste projecto, serão solicitadas a integrar a amostra do mesmo. O facto de responder a este questionário não implica que participe no estudo.

Todos os dados inseridos neste questionário serão totalmente confidenciais, sendo utilizados unicamente para a elaboração deste estudo.

Estando à disposição para qualquer esclarecimento através do e-mail [instabilidadecronicatornozelo@gmail.com](mailto:instabilidadecronicatornozelo@gmail.com)

Solicita-se que responda, por favor, a todas as questões com total seriedade e sinceridade, assinalando a resposta que se aplica a si.

Agradecemos desde já a sua colaboração!

**\*Obrigatório**

1. Endereço de email \*

---

### Dados Pessoais

2. Idade (anos) \*

---

3. Sexo \*

*Marcar apenas uma oval.*

Feminino

Masculino

4. Peso (Kg)

---

5. Altura (cm)

---

6. Número de telemóvel

---

### Atividade Desportiva

7. Pratica alguma atividade desportiva? \*

Marcar apenas uma oval.

- Sim  
 Não *Passe para a pergunta 10.*

### Características da Atividade Desportiva

8. Qual atividade desportiva? \*

\_\_\_\_\_

9. Quantas vezes treina por semana? \*

\_\_\_\_\_

10. Qual o tempo médio por treino? \*

Marcar apenas uma oval.

- > 20 minutos  
 20 - 40 minutos  
 40 - 60 minutos  
 > 60 minutos

### Entorse do tornozelo

11. Já sofreu alguma entorse do tornozelo? \*

Marcar apenas uma oval.

- Sim  
 Não *Passe para a pergunta 22.*

### Lateralidade da entorse do tornozelo

12. Em que tornozelo sofreu a entorse? \*

Marcar apenas uma oval.

- Direito  
 Esquerdo  
 Ambos os lados *Pare de preencher este formulário.*

### Características da entorse do tornozelo

13. Quantas entorses sofreu nesse tornozelo? \*

\_\_\_\_\_

14. Há quanto tempo ocorreu o primeiro episódio de entorse? \*

Marcar apenas uma oval.

- < 12 meses  
 > 12 meses

## Ajustes posturais no início do SLDL em indivíduos com ICT

2017-6-18

Mecanismos de feedforward e feedback em atletas com instabilidade crônica do tornozelo

15. **Alguma entorse limitou a sua atividade física e/ou atividades da vida diária? \***  
*Marcar apenas uma oval.*
- Não  
 Sim, durante 1 dia - 1 semana  
 Sim, durante mais do que 1 semana
16. **Consultou o médico na sequência de algum episódio de entorse? \***  
*Marcar apenas uma oval.*
- Sim  
 Não
17. **Foi necessária algum tipo de imobilização (ex. ligadura ou tala)? \***  
*Marcar apenas uma oval.*
- Sim  
 Não
18. **Foi necessário algum tipo de auxiliar de marcha por incapacidade de suportar o peso corporal devido a algum episódio de entorse (ex. canadianas)? \***  
*Marcar apenas uma oval.*
- Não  
 Sim, durante 1 - 3 dias  
 Sim, durante 4 - 7 dias  
 Sim, durante 1 - 2 semanas  
 Sim, durante 2 - 3 semanas  
 Sim, durante mais de 3 semanas
19. **Qual foi o grau da entorse mais grave? \***  
*Marcar apenas uma oval.*
- Grau I - Ligeiro (Estiramento dos ligamentos)  
 Grau II - Moderado (Rutura parcial dos ligamentos)  
 Grau III - Grave (Rutura total dos ligamentos)  
 Não tenho conhecimento
20. **Teve alguma entorse do tornozelo nos últimos 3 meses? \***  
*Marcar apenas uma oval.*
- Sim  
 Não
21. **Há quanto tempo ocorreu o último episódio de entorse? \***
- \_\_\_\_\_

22. Realizou algum programa de reabilitação direcionado para a entorse do tornozelo nos últimos 6 meses? \*

Marcar apenas uma oval.

- Sim  
 Não

### Sintomatologia do Tornozelo

23. Atualmente sente o tornozelo a ceder e/ou falhar? \*

Marcar apenas uma oval.

- Sim  
 Não

24. Se sim, com que frequência sente o tornozelo a ceder/falhar?

25. Quando foi a última vez que sentiu o tornozelo a ceder/falhar? \*

Marcar apenas uma oval.

- < 1 mês  
 1 - 6 meses  
 6 - 12 meses  
 1 - 2 anos  
 > 2 anos  
 Nunca senti o tornozelo a ceder/falhar

26. Sente o tornozelo instável em alguma das seguintes atividades? (Assinale uma ou mais opções) \*

Marcar tudo o que for aplicável.

- Não sinto o tornozelo instável  
 Caminhar em piso plano  
 Caminhar em piso irregular  
 Subir escadas  
 Descer escadas  
 Atividades desportivas  
 Outra: \_\_\_\_\_

27. Alguma vez lhe foi diagnosticada instabilidade mecânica em resultado de um exame médico? \*

Marcar apenas uma oval.

- Sim  
 Não

## Ajustes posturais no início do SLDL em indivíduos com ICT

2017-6-18

Mecanismos de feedforward e feedback em atletas com instabilidade crônica do tornozelo

28. Atualmente sente fraqueza no tornozelo? \*

Marcar apenas uma oval.

Sim

Não

29. Se sim, com que frequência sente fraqueza no tornozelo?

\_\_\_\_\_

30. Atualmente apresenta sinais inflamatórios (calor, vermelhidão, edema e/ou dor) em algum dos tornozelos? \*

Marcar apenas uma oval por linha.

	Sim	Não
Tomozelo direito	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Tomozelo esquerdo	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

### Outras Patologias

31. Sofreu outras lesões nos membros inferiores nos últimos 3 meses? \*

Marcar apenas uma oval.

Sim

Não

32. Se sim, qual ou quais foram essas lesões?

\_\_\_\_\_

33. Já sofreu alguma fratura nos membros inferiores ou na coluna lombar? \*

Marcar apenas uma oval.

Sim

Não

34. Já foi submetido a alguma cirurgia dos membros inferiores ou da coluna lombar? \*

Marcar apenas uma oval.

Sim

Não

35. Se sim, a que cirurgia foi submetido?

\_\_\_\_\_

## Ajustes posturais no início do SLDL em indivíduos com ICT

2017-6-18

Mecanismos de feedforward e feedback em atletas com instabilidade crónica do tornozelo

**36. Assinale uma ou mais opções: \***

*Marcar tudo o que for aplicável.*

- Tenho diagnóstico de alterações de equilíbrio ou vestibulares
- Sofro ou já sofri de alguma patologia neurológica ou neuromuscular
- Apresento alterações neurovasculares ou circulatórias (com diagnóstico médico)
- Tenho diagnóstico de alguma doença cardiovascular ou metabólica (ex. diabetes mellitus)
- Nenhuma das opções anteriores
- Outra: \_\_\_\_\_

**37. Toma alguma medicação com regularidade?**

**Qual? \***

\_\_\_\_\_


**38. Estaria disponível a participar no estudo relativo à instabilidade do tornozelo?**

*Marcar apenas uma oval.*

- Sim
- Não

Será enviada uma cópia das suas respostas por email para o endereço que forneceu

---

Com tecnologia  
 Google Forms

**Anexo 2 - Ankle Instability Instrument**

**Instrumento sobre Instabilidade do Tornozelo (AII - Ankle Instability Instrument)**

Instruções

Este questionário será usado para classificar a instabilidade do seu tornozelo. Deve ser usado um questionário separado para os tornozelos direito e esquerdo. Por favor, preencha o questionário na sua totalidade. Se tiver alguma dúvida, pergunte ao responsável pela entrega do questionário. Obrigado, pela sua participação.

<b>AII - Instrumento sobre Instabilidade do Tornozelo</b>	
1. Alguma vez torceu o tornozelo?	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não
2. Alguma vez consultou um médico por causa de uma entorse de tornozelo?	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não
Se sim,	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não
2a. Como é que o médico classificou a sua entorse de tornozelo mais grave?	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não
<input type="checkbox"/> Ligeira (grau 1) <input type="checkbox"/> Moderada (grau 2) <input type="checkbox"/> Grave (grau 3)	
3. Alguma vez usou um auxiliar (por exemplo canadianas) porque não podia sustentar o peso devido a uma entorse de tornozelo?	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não
Se sim,	
3a. No caso mais grave, quanto tempo precisou de usar o auxiliar?	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não
<input type="checkbox"/> 1-3 dias <input type="checkbox"/> 4-7 dias <input type="checkbox"/> 1-2 semanas <input type="checkbox"/> 2-3 semanas <input type="checkbox"/> >3 semanas	
4. Já teve a sensação do seu tornozelo "estar a ceder"?	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não
Se sim,	
4a. Quando foi a última vez que o seu tornozelo "cedeu"?	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não
<input type="checkbox"/> <1 mês <input type="checkbox"/> 1-6 meses atrás <input type="checkbox"/> 6-12 meses atrás <input type="checkbox"/> 1-2 anos atrás <input type="checkbox"/> >2 anos	
5. Alguma vez sente o tornozelo instável ao caminhar numa superfície plana?	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não
6. Alguma vez sente o tornozelo instável ao caminhar em terreno irregular?	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não
7. Alguma vez sente o tornozelo instável durante atividades recreativas ou desportivas?	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Não Aplicável
8. Alguma vez sente o tornozelo instável ao <i>subir</i> escadas?	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não
9. Alguma vez sente o tornozelo instável ao <i>descer</i> escadas?	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não

## Anexo 3 - Foot and Ankle Outcome Score (FAOS)

Foot and Ankle Outcome Score (FAOS), versão Portuguesa LK1.0

1

<b>FAOS FOOT&amp;ANKLE SURVEY</b>
-----------------------------------

## IAPT – INQUÉRITO AO PÉ &amp; TORNOZELO

Data de hoje : \_\_\_ / \_\_\_ / \_\_\_      Data de nascimento : \_\_\_ / \_\_\_ / \_\_\_

Nome : \_\_\_\_\_

**INSTRUÇÕES:** Este inquérito solicita-lhe a opinião sobre o seu pé/tornozelo. Esta informação ajudar-nos-á a acompanhar a forma como se sente em relação ao seu pé/tornozelo, bem como a sua aptidão para realizar as actividades do dia-a-dia. Responda a cada questão assinalando com uma cruz o quadrado apropriado. Deverá inscrever apenas uma cruz para cada questão. Se tiver dúvidas quanto à forma de responder a alguma questão, dê por favor a melhor resposta que conseguir.

**Sintomas**

Estas questões referem-se aos sintomas que sentiu no seu pé/tornozelo **na última semana**.

S1. O seu pé/tornozelo tem inchado?

Nunca	Raramente	Por vezes	Frequentemente	Sempre
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

S2. Quando movimenta o seu pé/tornozelo sente ranger, estalar ou ouve qualquer outro tipo de ruído?

Nunca	Raramente	Por vezes	Frequentemente	Sempre
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

S3. Quando movimenta o seu pé/tornozelo sente alguma vez prender ou bloquear?

Nunca	Raramente	Por vezes	Frequentemente	Sempre
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

S4. Consegue esticar completamente para baixo o seu pé/tornozelo?

Sempre	Frequentemente	Por vezes	Raramente	Nunca
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

S5. Consegue dobrar completamente para cima o seu pé/tornozelo?

Sempre	Frequentemente	Por vezes	Raramente	Nunca
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

**Rigidez**

As questões seguintes dizem respeito ao grau de rigidez que sentiu no seu pé/tornozelo **na última semana**. Por rigidez entende-se a sensação de restrição ou de lentidão aquando da movimentação das articulações.

S6. De manhã, logo após acordar, qual é a sensação de rigidez que sente no seu pé/tornozelo?

Nenhuma	ligeira	Moderada	Grave	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

S7. **Ao final do dia**, após estar sentado deitado ou ter repousado, qual é a sensação de rigidez que sente no seu pé/tornozelo?

Nenhuma	ligeira	Moderada	Grave	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

**Dor**

P1. Com que frequência sente dor no seu pé/tornozelo?

Nunca	Mensalmente	Semanalmente	Diariamente	Sempre
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Qual a intensidade de dor que sentiu no seu pé/tornozelo na **última semana**, durante as seguintes actividades?

P2. Torcer ou rodar sobre o pé/tornozelo

Nenhuma	ligeira	Moderada	Grave	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

P3. Esticar completamente para baixo o pé/tornozelo

Nenhuma	ligeira	Moderada	Grave	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

P4. Dobrar completamente para cima o pé/tornozelo

Nenhuma	ligeira	Moderada	Grave	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

P5. Caminhar numa superfície plana

Nenhuma	ligeira	Moderada	Grave	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

P6. Subir ou descer escadas

Nenhuma	ligeira	Moderada	Grave	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

P7. À noite quando está deitado na cama

Nenhuma	ligeira	Moderada	Grave	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

P8. Sentado ou deitado

Nenhuma	ligeira	Moderada	Grave	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

P9. Na posição de pé

Nenhuma	ligeira	Moderada	Grave	Extrema
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

**Funcionalidade, vida diária**As questões seguintes dizem respeito à sua função física. Por isto queremos dizer a sua capacidade para se deslocar e para cuidar de si próprio. Para cada uma das seguintes actividades, indique por favor o grau de dificuldade que sentiu **na última semana** devido ao seu pé/tornozelo.

A1. Descer escadas

Nenhum	ligeira	Moderado	Grave	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A2. Subir escadas

Nenhum	ligeira	Moderado	Grave	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Para cada uma das seguintes actividades, indique por favor o grau de dificuldade que sentiu **na última semana** devido ao seu pé/tornozelo.

## A3. Levantar-se após ter estado sentado

Nenhum	ligeira	Moderado	Grave	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

## A4. Estar de pé parado

Nenhum	ligeira	Moderado	Grave	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

## A5. Baixar-se até ao chão / apanhar um objecto

Nenhum	ligeira	Moderado	Grave	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

## A6. Caminhar numa superfície plana

Nenhum	ligeira	Moderado	Grave	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

## A7. Entrar/sair do carro

Nenhum	ligeira	Moderado	Grave	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

## A8. Ir às compras

Nenhum	ligeira	Moderado	Grave	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

## A9. Calçar peúgas/meias

Nenhum	ligeira	Moderado	Grave	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

## A10. Levantar-se da cama.

Nenhum	ligeira	Moderado	Grave	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

## A11. Tirar peúgas/meias

Nenhum	ligeira	Moderado	Grave	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

## A12. Deitado na cama (virar-se, mantendo a posição dos joelhos).

Nenhum	ligeira	Moderado	Grave	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

## A13. Entrar/sair da banheira

Nenhum	ligeira	Moderado	Grave	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

## A14. Sentar-se

Nenhum	ligeira	Moderado	Grave	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

## A15. Sentar-se/levantar-se da sanita

Nenhum	ligeira	Moderado	Grave	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

## A16. Tarefas domésticas pesadas (mover caixas pesadas, esfregar o chão, etc.)

Nenhum	ligeira	Moderado	Grave	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

## 17. Tarefas domésticas leves (cozinhar, limpar o pé, etc.)

Nenhum	ligeira	Moderado	Grave	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

**Funcionalidade, desporto e actividades de lazer**

As questões seguintes dizem respeito à sua função física quando desenvolve uma actividade mais exigente em termos de esforço. As questões devem ser respondidas considerando o grau de dificuldade que sentiu **na última semana** devido ao seu pé/tornozelo.

## SP1. Agachar-se

Nenhum	ligeira	Moderado	Grave	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

## SP2. Correr

Nenhum	ligeira	Moderado	Grave	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

## SP3. Saltar

Nenhum	ligeira	Moderado	Grave	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

## SP4. Torcer/rodar sobre o pé/tornozelo lesado

Nenhum	ligeira	Moderado	Grave	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A questão deve ser respondida considerando o grau de dificuldade que sentiu **na última semana** devido ao seu pé/tornozelo.

## SP5. Ajoelhar-se

Nenhum	ligeira	Moderado	Grave	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

**Qualidade de vida**

## Q1. Com que frequência se apercebe do problema no seu pé/tornozelo?

Nunca	Mensalmente	Semanalmente	Diariamente	Sempre
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

## Q2. Modificou o seu estilo de vida de forma a evitar actividades potencialmente prejudiciais ao seu pé/tornozelo?

Nada	Ligeiramente	Moderadamente	Muito	Totalmente
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

## Q3. Até que ponto está preocupado com a falta de confiança que tem no seu pé/tornozelo?

Nada	Ligeiramente	Moderadamente	Muito	Extremamente
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

## Q4. De uma forma geral, qual o grau de dificuldade que sente no seu pé/tornozelo?

Nenhum	ligeira	Moderado	Grave	Extremo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Anexo 4 – Aprovação da Comissão de Ética

**P. PORTO**

ESCOLA  
SUPERIOR  
DE SAÚDE  
POLITÉCNICO  
DO PORTO

ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DO PORTO
DATA 17 MAJ 2017 N.º 1824
ENTRADA

PARECER DA COMISSÃO DE ÉTICA

0900
Número de Registo da Comissão de Ética
21.04.2017
Data receção do Documento
Sim (nº actual:1537)
Existência de entradas anteriores
<b>TÍTULO DO TRABALHO</b>
Reorganização dos Mecanismos de Controlo Postural na Instabilidade Crónica do Tornozelo
<b>INVESTIGADOR RESPONSÁVEL</b>
Andreia Sousa
<b>DATA PREVISTA PARA A REALIZAÇÃO DO TRABALHO</b>
Abril a Julho de 2017
<b>RESUMO DO ESTUDO</b>
<b>OBJETIVOS</b>
Presentes.
<b>AMOSTRA</b>
Clarificada.
<b>FORMULÁRIO DE DADOS A RECOLHER</b>
Presente
<b>MATERIAL</b>
Nada a referir.
<b>MÉTODOS</b>
Presentes e explícitos.
<b>RISCOS</b>
São assinalados os riscos de irritação da pele, pela utilização de abrasivo; é apresentada resolução para esse situação, caso ocorra
<b>CONSENTIMENTO INFORMADO</b>
Presente.
<b>AUTORIZAÇÃO PELOS RESPONSÁVEIS LOCAIS</b>
Nada a referir.
<b>APRECIÇÃO DA COMISSÃO DE ÉTICA</b>
Foram apresentados os esclarecimentos solicitados por esta CE, na primeira submissão do pedido de parecer.
<b>PARECER FINAL DA COMISSÃO DE ÉTICA</b>
De acordo com os dados analisados o parecer é favorável, ressaltando o facto de que o Investigador deverá cumprir todas as diretrizes submetidas a esta Comissão, com prejuizo de a decisão ser suspensa caso haja algum incumprimento grave.

DATA: 02.05.2017

ASSINATURAS



*[Handwritten signature]*

## Anexo 5 – Declaração 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:** Reorganização dos Mecanismos de Controlo Postural em Indivíduos com Instabilidade Crónica do Tornozelo

Eu, abaixo-assinado \_\_\_\_\_ fui informado de que o Estudo de Investigação acima mencionado se destina a avaliar parâmetros que expressam o desempenho postural e a proprioceptividade em diferentes condições de superfície de suporte e apoio. Sei que neste estudo está prevista a realização de uma entrevista, resposta a um questionário e recolhas de sinais biológicos e biomecânicos, 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 facto. Compreendi a informação que me foi dada, tive oportunidade de fazer perguntas e as minhas dúvidas foram esclarecidas. Aceito participar de livre vontade no estudo acima mencionado. Também autorizo a divulgação dos resultados obtidos no meio científico, garantindo o anonimato.

*Nome dos Investigadores Responsáveis e Contactos:*

Andreia Sofia Pinheiro de Sousa, E-mail: asp@estsp.ipp.pt  
Maria Leonor Machado Sarmento, E-mail: mleonorsarmento@gmail.com; Tlf.: 962140915  
Rui Miguel Silva Ribeiro, E-mail: rui\_msr\_@hotmail.com; Tlf.: 914797564  
Ana Isabel Teixeira Gouveia, Email: anaisabel.t.gouveia@gmail.com; Tlf.:937028269  
Ana Rita Ferreira Nunes, Email: rita.ferreira.nunes@gmail.com; Tlf.:932964190

Data

\_\_/\_\_/\_\_

Assinatura

\_\_\_\_\_



## Anexo 6 – Análise da influência da dominância

**Tabela I:** Valores da média  $\pm$  desvio padrão ( $\bar{x} \pm \sigma$ ) para a variável dorsiflexão ( $^{\circ}$ ); comparação do membro dominante com o membro não dominante, em ambos os grupos, através do teste t-Student para amostras emparelhadas (valor t).

		Membro dominante	Membro não dominante	Valor t	Valor prova
		$\bar{x} \pm \sigma$	$\bar{x} \pm \sigma$		
<b>Grupo sem ICT</b>		38,05 $\pm$ 6,16	37,26 $\pm$ 6,46	1,057	0,31
<b>Grupo com ICT</b>	<b>Ipsilesional</b>	37,47 $\pm$ 4,96	35,33 $\pm$ 4,77	0,826	0,447
	<b>Contralesional</b>	35,33 $\pm$ 6,34	38,72 $\pm$ 3,17	-1,229	0,274

**Tabela II:** Valores da média  $\pm$  desvio padrão ( $\bar{x} \pm \sigma$ ) para o *timing* de variação da atividade de cada grupo muscular (segundos) [solear, gastrocnêmio medial (GM), glúteo médio (Glúteo M.), curto peroneal (CP), tibial anterior (TA), longo peroneal (LP), reto femoral (RF)], no membro que inicia (MI) e no membro de apoio (MA); comparação do membro dominante com o não dominante, em ambos os grupos, através do teste t-Student para amostras emparelhadas (valor t) e do teste Wilcoxon (valor Z).

Grupo	Membro inferior	Músculo	Membro dominante	Membro não dominante	Valor Teste	Valor prova
			$\bar{x} \pm \sigma$	$\bar{x} \pm \sigma$		
Grupo sem ICT	MI	Solear	-0,221 $\pm$ 0,135	-0,233 $\pm$ 0,101	Z=-0,078	0,97
		GM	-0,265 $\pm$ 0,093	-0,265 $\pm$ 0,093	*	
		Glúteo M.	-0,196 $\pm$ 0,113	-0,219 $\pm$ 0,086	t=0,534	0,604
		CP	-0,248 $\pm$ 0,058	-0,265 $\pm$ 0,076	t=0,627	0,543
		TA	-0,258 $\pm$ 0,053	-0,274 $\pm$ 0,081	t=0,654	0,527
		LP	-0,240 $\pm$ 0,083	-0,239 $\pm$ 0,065	t=-0,034	0,974
		RF	-0,218 $\pm$ 0,118	-0,268 $\pm$ 0,073	t=1,245	0,241
	MA	Solear	-0,294 $\pm$ 0,048	-0,240 $\pm$ 0,079	t=-2,193	0,053
		GM	-0,275 $\pm$ 0,064	-0,203 $\pm$ 0,109	t=-1,837	0,096
		Glúteo M.	-0,219 $\pm$ 0,108	-0,245 $\pm$ 0,075	t=0,676	0,513
		CP	-0,251 $\pm$ 0,092	-0,237 $\pm$ 0,069	t=-0,371	0,718
		TA	-0,234 $\pm$ 0,118	-0,231 $\pm$ 0,076	t=-0,067	0,948
		LP	-0,247 $\pm$ 0,094	-0,263 $\pm$ 0,081	t=0,438	0,670
		RF	-0,261 $\pm$ 0,060	-0,243 $\pm$ 0,110	Z=0	1
Grupo com ICT	MI	Solear	-0,199 $\pm$ 0,123	-0,173 $\pm$ 0,118	t=-0,455	0,668
		GM	-0,246 $\pm$ 0,092	-0,296 $\pm$ 0,106	t=0,857	0,431
		Glúteo M.	-0,235 $\pm$ 0,119	-0,285 $\pm$ 0,090	t=0,913	0,403
		CP	-0,210 $\pm$ 0,135	-0,263 $\pm$ 0,045	t=0,952	0,385
		TA	-0,206 $\pm$ 0,105	-0,226 $\pm$ 0,086	t=0,397	0,707
		LP	-0,233 $\pm$ 0,080	-0,242 $\pm$ 0,096	t=0,152	0,885
		RF	-0,220 $\pm$ 0,086	-0,242 $\pm$ 0,056	t=0,821	0,449
	MA	Solear	-0,155 $\pm$ 0,108	-0,206 $\pm$ 0,064	t=1,083	0,328
		GM	-0,275 $\pm$ 0,097	-0,264 $\pm$ 0,096	t=-0,255	0,809
		Glúteo M.	-0,258 $\pm$ 0,128	-0,264 $\pm$ 0,035	t=0,113	0,914
		CP	-0,267 $\pm$ 0,101	-0,257 $\pm$ 0,095	t=-0,146	0,890
		TA	-0,223 $\pm$ 0,078	-0,255 $\pm$ 0,058	t=0,948	0,387
		LP	-0,229 $\pm$ 0,122	-0,226 $\pm$ 0,084	t=-0,062	0,853
		RF	-0,279 $\pm$ 0,119	-0,261 $\pm$ 0,139	Z=-0,943	0,438

Ajustes posturais no início do SLDL em indivíduos com ICT

Contralesional	MI	Solear	-0,249 ± 0,077	-0,238 ± 0,084	t=-0,226	0,828
		GM	-0,289 ± 0,051	-0,254 ± 0,081	t=-1,232	0,258
		Glúteo M.	-0,214 ± 0,110	-0,258 ± 0,074	t=0,801	0,449
		CP	-0,216 ± 0,097	-0,225 ± 0,099	t=0,231	0,825
		TA	-0,233 ± 0,080	-0,298 ± 0,049	t=2,262	0,058
		LP	-0,245 ± 0,112	-0,223 ± 0,139	t=-0,302	0,771
		RF	-0,289 ± 0,026	-0,238 ± 0,090	t=-1,355	0,224
	MA	Solear	-0,236 ± 0,114	-0,282 ± 0,064	t=0,986	0,357
		GM	-0,251 ± 0,118	-0,286 ± 0,037	t=0,777	0,463
		Glúteo M.	-0,246 ± 0,060	-0,271 ± 0,065	t=0,771	0,466
		CP	-0,213 ± 0,120	-0,251 ± 0,086	t=0,580	0,583
		TA	-0,249 ± 0,120	-0,210 ± 0,068	t=-0,795	0,453
		LP	-0,231 ± 0,082	-0,307 ± 0,041	t=2,089	0,091
		RF	-0,246 ± 0,106	-0,280 ± 0,065	t=0,725	0,496

\*A correlação e valor t não podem ser calculados porque o erro padrão da diferença é 0.

Ajustes posturais no início do SLDL em indivíduos com ICT

**Tabela III:** Valores da média  $\pm$  desvio padrão ( $\bar{x} \pm \sigma$ ) para as variáveis: início de oscilação do centro de pressão (CoP) para o membro que inicia (MI) – evento relativo (ER) 1 e para o membro de apoio (MA) – ER2, deslocamento do CoP para o MI e no MA, nas direções médio-lateral (ML) e ântero-posterior (AP), bem como instante em que o MI contacta a plataforma – ER4; comparação do membro dominante com o membro não dominante, em ambos os grupos, através do teste t-*Student* para amostras emparelhadas (valor t).

Grupo	Membro Inferior	Variável	Membro dominante		Membro não dominante		Valor t	Valor prova	
			$\bar{x} \pm \sigma$	$\bar{x} \pm \sigma$	$\bar{x} \pm \sigma$	$\bar{x} \pm \sigma$			
Grupo sem ICT	ER1 (ms)	ML	-691,200 $\pm$ 244,220	-806,700 $\pm$ 15,288	0,605	0,555			
		AP	-722,700 $\pm$ 220,190	-837,300 $\pm$ 149,190	-0,286	0,779			
	ER2 (ms)	ML	-365,700 $\pm$ 167,880	-439,300 $\pm$ 145,170	-0,290	0,776			
		AP	-379,300 $\pm$ 155,020	-492,000 $\pm$ 184,310	0,827	0,423			
	Deslocamento MI (cm)	ML	3,090 $\pm$ 2,121	3,020 $\pm$ 1,886	1,028	0,328			
		AP	1,880 $\pm$ 0,778	2,020 $\pm$ 0,750	-1,961	0,076			
	Deslocamento MA (cm)	ML	6,840 $\pm$ 3,512	4,770 $\pm$ 1,626	0,606	0,555			
		AP	9,660 $\pm$ 2,383	10,020 $\pm$ 2,430	-1,665	0,120			
	ER4 (ms)		818,700 $\pm$ 200,730	704,700 $\pm$ 205,460	0,599	0,559			
	Grupo Com ICT	ER1 (ms)	ML	-662,222 $\pm$ 160,356	-791,111 $\pm$ 134,423	1,424	0,214		
AP			-788,333 $\pm$ 191,900	-839,444 $\pm$ 156,722	0,389	0,714			
ER2 (ms)		ML	-253,333 $\pm$ 77,460	-307,222 $\pm$ 152,029	0,876	0,421			
		AP	-156,667 $\pm$ 364,375	-351,111 $\pm$ 180,354	1,470	0,201			
Deslocamento MI (cm)		ML	4,930 $\pm$ 6,172	5,184 $\pm$ 2,390	-0,137	0,897			
		AP	3,000 $\pm$ 2,819	3,074 $\pm$ 2,036	-0,061	0,953			
Deslocamento MA (cm)		ML	5,187 $\pm$ 1,976	5,790 $\pm$ 2,044	-0,547	0,608			
		AP	8,962 $\pm$ 2,963	9,480 $\pm$ 1,849	-0,630	0,556			
ER4 (ms)			1033,889 $\pm$ 296,569	1005,000 $\pm$ 259,399	0,310	0,769			
Contralesional		ER1 (ms)	ML	-594,167 $\pm$ 170,058	-710,952 $\pm$ 169,320	1,543	0,174		
			AP	-688,750 $\pm$ 175,553	-812,857 $\pm$ 189,692	1,024	0,345		
		ER2 (ms)	ML	-203,333 $\pm$ 170,107	-222,500 $\pm$ 176,624	0,471	0,652		
			AP	-217,917 $\pm$ 131,812	-267,143 $\pm$ 114,446	0,501	0,634		
		Deslocamento MI (cm)	ML	3,194 $\pm$ 2,176	4,578 $\pm$ 3,258	-2,118	0,088		
	AP		2,689 $\pm$ 1,308	2,750 $\pm$ 0,997	-0,168	0,872			
	Deslocamento MA (cm)	ML	6,769 $\pm$ 3,096	8,487 $\pm$ 2,586	-2,244	0,066			
		AP	9,901 $\pm$ 1,551	10,413 $\pm$ 2,069	-0,425	0,686			
	ER4 (ms)		1264,583 $\pm$ 326,812	1172,857 $\pm$ 339,059	1,099	0,314			

Ajustes posturais no início do SLDL em indivíduos com ICT

**Tabela IV:** Valores da média  $\pm$  desvio padrão ( $\bar{x} \pm \sigma$ ) para a magnitude de ativação de cada grupo muscular [solear, gastrocnemio medial (GM), glúteo médio (Glúteo M.), curto peroneal (CP), tibial anterior (TA), longo peroneal (LP), reto femoral (RF)], no membro que inicia (MI) e no membro de apoio (MA), nos eventos 1-2, 2-3-e 3-4; comparação do membro dominante com o não dominante, em ambos os grupos, através do teste *t-Student* para amostras emparelhadas (valor t) e do teste *Wilcoxon* (valor Z).

Membro inferior	Músculo	Evento 1-2				Evento 2-3				Evento 3-4				
		Membro dominante	Membro não dominante	Valor Teste	Valor prova	Membro dominante	Membro não dominante	Valor Teste	Valor prova	Membro dominante	Membro não dominante	Valor Teste	Valor prova	
		$\bar{x} \pm \sigma$	$\bar{x} \pm \sigma$			$\bar{x} \pm \sigma$	$\bar{x} \pm \sigma$			$\bar{x} \pm \sigma$	$\bar{x} \pm \sigma$			
Grupo sem ICT	MI	Solear	2,034 $\pm$ 1,887	1,907 $\pm$ 0,930	Z=-0,863	0,424	2,423 $\pm$ 1,352	4,845 $\pm$ 4,903	t=-1,598	0,138	3,541 $\pm$ 5,271	5,837 $\pm$ 7,365	Z=-0,784	0,47
		GM	3,319 $\pm$ 3,001	2,629 $\pm$ 1,359	t=0,800	0,441	4,831 $\pm$ 4,057	6,689 $\pm$ 4,749	t=-0,935	0,37	9,364 $\pm$ 10,10	13,917 $\pm$ 12,126	t=-0,1639	0,130
		Glúteo M.	2,517 $\pm$ 2,990	1,644 $\pm$ 0,534	Z=-0,471	0,677	2,963 $\pm$ 5,270	1,479 $\pm$ 0,699	Z=-0,784	0,47	3,582 $\pm$ 2,310	3,185 $\pm$ 1,729	t=0,499	0,628
		CP	2,017 $\pm$ 0,949	2,388 $\pm$ 2,084	t=-0,741	0,474	3,516 $\pm$ 2,095	4,706 $\pm$ 3,638	t=-1,063	0,311	9,316 $\pm$ 8,943	10,584 $\pm$ 8,655	t=-0,381	0,711
		TA	7,822 $\pm$ 6,152	5,378 $\pm$ 3,461	t=1,520	0,157	11,819 $\pm$ 7,809	9,841 $\pm$ 11,273	Z=-1,098	0,301	8,956 $\pm$ 5,537	8,485 $\pm$ 4,265	t=0,221	0,830
		LP	1,316 $\pm$ 0,597	3,037 $\pm$ 4,414	Z=-1,961	0,052	1,614 $\pm$ 0,651	4,885 $\pm$ 5,104	Z=-2,353	0,016	3,031 $\pm$ 2,028	6,061 $\pm$ 3,545	t=-3,804	0,003
		RF	1,755 $\pm$ 1,071	1,550 $\pm$ 0,951	Z=-1,423	0,175	2,551 $\pm$ 3,297	2,103 $\pm$ 1,990	Z=-0,622	0,577	6,047 $\pm$ 3,718	7,094 $\pm$ 5,554	t=-0,619	0,549
	MA	Solear	0,849 $\pm$ 0,323	2,024 $\pm$ 1,433	Z=-2,667	0,005	2,313 $\pm$ 1,505	5,210 $\pm$ 4,819	t=-2,274	0,044	3,417 $\pm$ 1,616	7,522 $\pm$ 4,188	t=-3,237	0,008
		GM	1,667 $\pm$ 1,673	2,989 $\pm$ 3,613	t=-1,732	0,111	4,334 $\pm$ 4,222	9,801 $\pm$ 9,078	Z=-2,432	0,012	6,363 $\pm$ 4,184	7,351 $\pm$ 4,790	t=-0,940	0,367
		Glúteo M.	2,211 $\pm$ 4,498	1,798 $\pm$ 1,102	Z=-1,804	0,077	3,495 $\pm$ 3,054	3,341 $\pm$ 3,448	Z=-0,706	0,519	6,165 $\pm$ 8,528	5,019 $\pm$ 3,339	t=0,381	0,710
		CP	2,896 $\pm$ 2,580	4,417 $\pm$ 5,135	Z=-0,549	0,622	7,099 $\pm$ 6,487	9,974 $\pm$ 12,063	Z=-0,157	0,910	18,299 $\pm$ 12,420	22,016 $\pm$ 18,675	t=-0,983	0,347
		TA	8,093 $\pm$ 7,464	7,383 $\pm$ 7,605	t=0,323	0,753	12,918 $\pm$ 12,138	10,567 $\pm$ 7,553	t=0,826	0,426	34,193 $\pm$ 27,523	32,454 $\pm$ 18,201	t=0,287	0,779
		LP	0,923 $\pm$ 0,368	2,495 $\pm$ 2,584	Z=-2,197	0,027	2,816 $\pm$ 1,917	7,596 $\pm$ 8,455	Z=-1,804	0,077	5,365 $\pm$ 3,314	9,944 $\pm$ 7,453	t=-2,031	0,067
		RF	1,708 $\pm$ 0,909	2,677 $\pm$ 1,594	t=-2,447	0,034	2,648 $\pm$ 1,639	5,397 $\pm$ 6,864	Z=-1,511	0,147	11,801 $\pm$ 9,183	14,768 $\pm$ 10,692	t=-0,712	0,493
Grupo com ICT	MI	Solear	2,625 $\pm$ 2,348	2,291 $\pm$ 2,428	t=0,676	0,529	2,375 $\pm$ 1,557	3,322 $\pm$ 2,689	t=-1,140	0,306	6,231 $\pm$ 10,395	7,606 $\pm$ 12,137	t=-1,425	0,214
		GM	6,065 $\pm$ 8,239	5,963 $\pm$ 9,400	t=0,124	0,906	4,938 $\pm$ 5,489	6,219 $\pm$ 6,963	t=-1,219	0,277	16,461 $\pm$ 30,565	20,038 $\pm$ 24,770	t=-0,897	0,411
		Glúteo M.	1,284 $\pm$ 0,375	1,519 $\pm$ 0,340	t=-1,010	0,359	1,714 $\pm$ 1,448	1,568 $\pm$ 1,157	t=0,276	0,794	3,680 $\pm$ 5,213	3,823 $\pm$ 4,005	t=-0,251	0,812
		CP	1,549 $\pm$ 0,656	2,258 $\pm$ 1,713	t=-1,137	0,307	2,114 $\pm$ 0,904	5,350 $\pm$ 3,372	t=-2,125	0,101	4,605 $\pm$ 1,483	7,503 $\pm$ 3,637	t=-2,162	0,083
		TA	4,422 $\pm$ 3,929	6,893 $\pm$ 5,041	t=-1,053	0,340	8,247 $\pm$ 6,543	14,369 $\pm$ 7,415	t=-1,445	0,208	5,456 $\pm$ 4,454	7,502 $\pm$ 3,834	t=-1,964	0,107
		LP	1,717 $\pm$ 0,740	1,471 $\pm$ 0,312	t=0,939	0,391	1,775 $\pm$ 1,148	3,272 $\pm$ 1,537	t=-2,458	0,057	5,009 $\pm$ 3,673	8,054 $\pm$ 6,939	t=-1,199	0,284
		RF	1,867 $\pm$ 1,792	1,541 $\pm$ 0,816	Z=-0,105	1	2,631 $\pm$ 2,964	2,377 $\pm$ 1,907	t=0,208	0,843	4,549 $\pm$ 2,131	4,977 $\pm$ 3,277	t=-0,240	0,819
	MA	Solear	1,179 $\pm$ 0,666	2,025 $\pm$ 2,262	t=-1,153	0,301	2,968 $\pm$ 2,310	3,867 $\pm$ 3,740	t=-0,431	0,685	4,290 $\pm$ 2,183	6,920 $\pm$ 8,890	t=-0,665	0,536
		GM	5,136 $\pm$ 9,974	9,650 $\pm$ 20,005	Z=-0,943	0,438	6,407 $\pm$ 8,799	10,356 $\pm$ 14,211	t=-1,501	0,194	5,965 $\pm$ 6,784	7,454 $\pm$ 6,663	t=-0,784	0,469
		Glúteo M.	1,655 $\pm$ 1,893	1,586 $\pm$ 1,068	t=0,097	0,962	2,233 $\pm$ 1,147	2,308 $\pm$ 1,255	t=-0,092	0,930	2,201 $\pm$ 1,040	4,125 $\pm$ 2,788	t=-1,789	0,134
		CP	2,347 $\pm$ 1,556	2,695 $\pm$ 2,894	t=-0,274	0,795	5,756 $\pm$ 4,900	4,990 $\pm$ 3,355	t=0,368	0,728	12,400 $\pm$ 7,865	17,095 $\pm$ 9,999	t=-1,750	0,141
		TA	6,344 $\pm$ 6,207	6,280 $\pm$ 5,680	t=0,059	0,955	13,301 $\pm$ 9,527	10,282 $\pm$ 7,111	t=0,609	0,569	32,057 $\pm$ 24,770	37,075 $\pm$ 28,610	t=-1,273	0,259
		LP	1,144 $\pm$ 0,557	1,601 $\pm$ 1,356	t=-0,678	0,528	3,398 $\pm$ 2,598	3,330 $\pm$ 1,194	t=0,049	0,963	4,536 $\pm$ 3,617	14,907 $\pm$ 16,442	Z=-1,782	0,094
		RF	1,436 $\pm$ 0,335	1,611 $\pm$ 0,502	t=-0,753	0,485	2,470 $\pm$ 0,952	2,621 $\pm$ 1,418	t=-0,362	0,732	10,896 $\pm$ 7,650	16,098 $\pm$ 11,862	t=-1,159	0,299

Ajustes posturais no início do SLDL em indivíduos com ICT

Contralesional	MI	Solear	2,389 ± 2,313	2,263 ± 2,458	t=0,499	0,633	3,611 ± 3,218	2,889 ± 2,030	t=1,283	0,240	8,223 ± 18,520	3,278 ± 5,376	Z=-1,260	0,250
		GM	2,817 ± 1,910	2,934 ± 2,544	t=-0,086	0,934	4,415 ± 3,081	4,959 ± 3,682	t=-0,497	0,634	5,464 ± 2,253	6,858 ± 4,815	t=-0,731	0,488
		Glúteo M.	2,106 ± 0,947	2,099 ± 1,268	t=0,014	0,989	1,504 ± 0,753	1,651 ± 1,294	Z=-0,280	0,844	10,451 ± 17,447	6,241 ± 10,594	Z=-1,540	0,148
		CP	1,489 ± 0,902	1,604 ± 0,900	t=-0,208	0,842	1,797 ± 1,145	2,739 ± 1,479	t=-1,137	0,299	5,446 ± 3,287	5,694 ± 4,570	t=-0,127	0,903
		TA	5,367 ± 6,067	6,072 ± 7,633	t=-0,231	0,824	8,326 ± 7,550	7,110 ± 5,104	t=0,698	0,508	5,663 ± 2,234	4,751 ± 1,570	t=1,291	0,238
		LP	1,456 ± 0,485	1,552 ± 0,767	t=-0,277	0,790	1,948 ± 1,503	2,121 ± 1,107	t=-0,297	0,775	3,138 ± 2,481	3,222 ± 2,937	t=-0,111	0,915
		RF	1,075 ± 0,440	1,251 ± 0,342	t=-0,682	0,521	1,265 ± 0,709	1,725 ± 0,883	t=-0,929	0,389	4,785 ± 7,025	3,376 ± 1,405	Z=-0,169	0,938
	MA	Solear	1,741 ± 2,314	1,575 ± 0,878	t=0,272	0,794	2,912 ± 2,709	2,908 ± 1,828	t=0,003	0,998	11,471 ± 20,027	5,009 ± 3,821	Z=-0,700	0,547
		GM	1,572 ± 1,008	2,168 ± 1,633	t=-0,803	0,448	2,910 ± 1,969	7,492 ± 8,771	t=-1,545	0,166	5,454 ± 2,127	7,127 ± 5,060	t=-1,016	0,344
		Glúteo M.	1,107 ± 0,331	1,156 ± 0,441	t=-0,287	0,782	2,034 ± 0,983	3,437 ± 2,100	t=-1,757	0,122	5,869 ± 5,522	4,788 ± 2,608	t=0,496	0,635
		CP	2,385 ± 1,553	3,395 ± 3,049	t=-0,699	0,510	3,829 ± 2,213	6,054 ± 5,097	t=-1,105	0,312	12,416 ± 4,644	16,467 ± 10,890	t=-1,084	0,320
		TA	5,146 ± 6,042	7,887 ± 5,701	t=-0,829	0,434	9,224 ± 7,127	9,325 ± 13,398	t=-0,022	0,983	29,910 ± 16,566	32,431 ± 26,176	t=-0,343	0,742
		LP	1,389 ± 0,813	1,524 ± 0,595	t=-0,381	0,714	2,831 ± 1,215	4,962 ± 3,772	t=-1,316	0,230	11,111 ± 8,097	9,136 ± 5,254	t=0,882	0,407
		RF	1,260 ± 0,696	1,833 ± 0,614	t=-1,484	0,188	1,396 ± 1,083	2,428 ± 1,234	t=-1,704	0,139	7,344 ± 8,025	9,301 ± 7,821	t=-0,854	0,426

**Anexo 7** – Comparação entre o membro ipsilesional e o contralesional do grupo com ICT (dados em tabela)

**Tabela I:** Valores da média  $\pm$  desvio padrão ( $\bar{x} \pm \sigma$ ) para o *timing* de variação da atividade de cada grupo muscular (segundos) [solar, gastrocnemio medial (GM), glúteo médio (Glúteo M.), curto peroneal (CP), tibial anterior (TA), longo peroneal (LP), reto femoral (RF)], no membro que inicia (MI) e no membro de apoio (MA); comparação entre o membro ipsilesional e o membro contralesional do grupo com instabilidade crónica do tornozelo (ICT), através do teste *t-Student* para amostras emparelhadas (valor t) e do teste *Wilcoxon* (valor Z).

Variáveis	Grupo com ICT		Membro Ipsilesional vs Membro Contralesional		
	Membro Ipsilesional	Membro Contralesional	Valor teste	Valor prova	
	$\bar{x} \pm \sigma$	$\bar{x} \pm \sigma$			
Solear	MI	-0,221 $\pm$ 0,100	-0,216 $\pm$ 0,100	t=-0,135	0,895
	MA	-0,228 $\pm$ 0,104	-0,223 $\pm$ 0,094	t=-0,136	0,894
GM	MI	-0,251 $\pm$ 0,082	-0,292 $\pm$ 0,076	t=1,453	0,170
	MA	-0,282 $\pm$ 0,066	-0,256 $\pm$ 0,106	Z=-0,282	0,808
Glúteo M.	MI	-0,248 $\pm$ 0,092	-0,245 $\pm$ 0,105	Z=-0,220	0,843
	MA	-0,265 $\pm$ 0,093	-0,253 $\pm$ 0,050	Z=-1,287	0,217
CP	MI	-0,226 $\pm$ 0,112	-0,238 $\pm$ 0,079	t=0,597	0,562
	MA	-0,259 $\pm$ 0,086	-0,233 $\pm$ 0,107	t=-0,549	0,593
TA	MI	-0,259 $\pm$ 0,088	-0,230 $\pm$ 0,079	t=-1,019	0,327
	MA	-0,216 $\pm$ 0,070	-0,252 $\pm$ 0,096	t=1,179	0,259
LP	MI	-0,227 $\pm$ 0,114	-0,243 $\pm$ 0,101	Z=-0,140	0,907
	MA	-0,266 $\pm$ 0,090	-0,212 $\pm$ 0,087	t=-1,838	0,089
RF	MI	-0,227 $\pm$ 0,082	-0,267 $\pm$ 0,047	t=1,624	0,130
	MA	-0,277 $\pm$ 0,086	-0,253 $\pm$ 0,117	Z=-0,594	0,588

**Tabela II:** Valores da média  $\pm$  desvio padrão ( $\bar{x} \pm \sigma$ ) para a magnitude de ativação de cada grupo muscular [solar, gastrocnemio medial (GM), glúteo médio (Glúteo M.), curto peroneal (CP), tibial anterior (TA), longo peroneal (LP), reto femoral (RF)], no membro que inicia (MI) e no membro de apoio (MA), nos eventos 1-2, 2-3 e 3-4; comparação entre o membro ipsilesional e o membro contralesional do grupo com instabilidade crónica do tornozelo (ICT), através do teste *t-Student* para amostras emparelhadas (valor t) e do teste *Wilcoxon* (valor Z); \*p<0,05.

Variáveis	Grupo com ICT		Membro Ipsilesional vs Membro Contralesional		
	Membro Ipsilesional	Membro Contralesional	Valor teste	Valor prova	
	$\bar{x} + \sigma$	$\bar{x} + \sigma$			
Solear	MI	2,418 $\pm$ 2,325	2,347 $\pm$ 2,270	Z=-0,094	0,952
	MA	1,405 $\pm$ 0,792	1,863 $\pm$ 2,208	Z=-0,031	1,000
GM	MI	4,275 $\pm$ 5,673	4,165 $\pm$ 6,209	Z=-0,031	1,000
	MA	3,440 $\pm$ 6,482	5,034 $\pm$ 13,103	Z=-0,094	0,952
Glúteo M.	MI	1,750 $\pm$ 1,047	1,854 $\pm$ 0,786	Z=-1,036	0,326
	MA	1,370 $\pm$ 1,245	1,312 $\pm$ 0,747	t=0,190	0,852
CP	MI	1,696 $\pm$ 0,856	1,844 $\pm$ 1,338	t=-0,643	0,532
	MA	3,617 $\pm$ 3,529	2,528 $\pm$ 2,173	Z=-0,245	0,839
TA	MI	5,365 $\pm$ 6,166	6,021 $\pm$ 5,496	Z=-0,785	0,463
	MA	7,225 $\pm$ 5,740	5,632 $\pm$ 5,693	t=0,829	0,422
LP	MI	1,623 $\pm$ 0,731	1,463 $\pm$ 0,405	t=0,725	0,481
	MA	1,361 $\pm$ 0,590	1,480 $\pm$ 1,037	Z=-0,282	0,808
RF	MI	1,724 $\pm$ 1,371	1,290 $\pm$ 0,658	Z=-0,105	0,946
	MA	1,748 $\pm$ 0,626	1,422 $\pm$ 0,617	t=0,913	0,379

Evento 2-3	Solear	MI	2,669 ± 1,795	3,487 ± 2,895	t=-1,777	0,099
		MA	2,934 ± 1,963	3,321 ± 3,094	t=-0,368	0,719
	GM	MI	4,950 ± 4,346	5,188 ± 4,962	Z=-0,534	0,626
		MA	7,027 ± 8,457	6,101 ± 9,715	Z=-0,031	1,000
	Glúteo M.	MI	1,678 ± 1,307	1,532 ± 0,906	t=0,577	0,574
		MA	2,921 ± 1,806	2,151 ± 1,070	t=1,305	0,215
	CP	MI	2,762 ± 1,583	3,130 ± 2,792	t=-0,817	0,431
		MA	5,788 ± 4,635	4,365 ± 2,739	t=1,106	0,290
	TA	MI	7,597 ± 5,553	10,916 ± 7,841	t=-1,591	0,136
		MA	11,029 ± 11,651	9,677 ± 6,863	t=0,411	0,688
	LP	MI	1,973 ± 1,095	2,515 ± 1,608	t=-1,160	0,267
		MA	4,292 ± 3,302	3,045 ± 1,187	t=1,138	0,276
	RF	MI	2,291 ± 2,061	1,778 ± 1,449	Z=-1,083	0,305
		MA	2,681 ± 1,347	1,961 ± 1,352	t=1,211	0,249
Evento 3-4	Solear	MI	4,544 ± 7,709	7,959 ± 15,539	Z=-1,601	0,119
		MA	4,701 ± 3,135	9,520 ± 15,869	Z=-0,722	0,502
	GM	MI	10,974 ± 19,903	11,710 ± 17,168	Z=-0,847	0,426
		MA	6,629 ± 5,643	6,311 ± 4,535	t=0,250	0,806
	Glúteo M.	MI	5,143 ± 8,521	7,610 ± 13,478	Z=-1,538	0,135
		MA	3,679 ± 2,417	5,122 ± 4,495	t=-1,117	0,284
	CP	MI	5,443 ± 3,415	6,395 ± 3,472	t=-0,960	0,356
		MA	17,008 ± 12,825	14,576 ± 7,638	t=0,005	0,996
	TA	MI	5,053 ± 3,015	6,451 ± 3,038	t=-2,341	0,036*
		MA	32,271 ± 24,596	32,981 ± 21,820	t=-0,158	0,877
	LP	MI	3,988 ± 3,268	5,245 ± 5,311	t=-1,054	0,311
		MA	7,165 ± 5,048	12,738 ± 11,962	Z=-1,852	0,068
	RF	MI	3,879 ± 1,781	4,874 ± 5,400	Z=-0,035	1
		MA	10,712 ± 7,599	11,385 ± 10,557	t=-0,535	0,603

**Tabela III:** Valores da média ± desvio padrão ( $\bar{x} \pm \sigma$ ) para as variáveis: início de oscilação do centro de pressão (CoP) para o membro que inicia (MI) – evento relativo (ER) 1 e para o membro de apoio (MA) – ER2, deslocamento do CoP para o MI e no MA, nas direções médio-lateral (ML) e ântero-posterior (AP), bem como instante em que o MI contacta a plataforma – ER4; comparação entre o membro ipsilesional e o membro contralesional do grupo com instabilidade crónica do tornozelo (ICT), através do teste t-Student para amostras emparelhadas (valor t).

Variáveis	Grupo com ICT		Membro Ipsilesional vs Membro Contralesional		
	Membro Ipsilesional	Membro Contralesional	Valor teste	Valor prova	
	$\bar{x} \pm \sigma$	$\bar{x} \pm \sigma$			
ER1 (ms)	ML	-657,700 ± 203,210	-683,800 ± 177,900	t=-0,378	0,711
	AP	-733,600 ± 223,470	-761,400 ± 172,190	t=-0,343	0,737
ER2 (ms)	ML	-233,800 ± 156,890	-246,500 ± 175,760	t=-0,281	0,783
	AP	-259,100 ± 146,620	-289,800 ± 159,760	t=-0,508	0,620
Deslocamento MI (cm)	ML	3,700 ± 2,766	4,260 ± 3,091	t=0,616	0,549
	AP	2,910 ± 1,889	2,860 ± 1,549	t=-0,092	0,928
Deslocamento MA (cm)	ML	7,410 ± 3,157	6,320 ± 2,671	t=-1,395	0,186
	AP	9,990 ± 2,602	9,540 ± 1,671	t=-0,381	0,710
ER4 (ms)		1142,600 ± 348,580	1146,400 ± 321,820	t=0,058	0,955

