



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

**Ana Isabel Teixeira Gouveia**

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

Ana Isabel Gouveia<sup>1</sup>, Andreia Sousa<sup>2</sup>

<sup>1</sup>ESS – Escola Superior de Saúde, Porto, Portugal; [anaisabel.t.gouveia@gmail.com](mailto:anaisabel.t.gouveia@gmail.com)

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

### **Resumo**

**Introdução:** A entorse lateral do tornozelo é uma das lesões mais comuns em atletas, estimando-se que cerca de 70% dos indivíduos desenvolvem instabilidade crónica do tornozelo (ICT) após a lesão inicial. A ICT tem sido associada a uma desregulação dos mecanismos de controlo postural, no entanto não existe ainda consenso acerca da disfunção postural que está na origem da perpetuação da ICT. A transição de uma tarefa dinâmica para estática em condições semelhantes às do mecanismo de lesão tem sido referida como uma habilidade reveladora destes défices. **Objetivo:** Avaliar bilateralmente os ajustes posturais envolvidos no final do SLDL, até e após a estabilização unipodálica, em superfície de apoio instável e contexto de dupla tarefa, em indivíduos com ICT. **Métodos:** Foi realizado um estudo observacional analítico transversal, com uma amostra de 28 atletas, divididos em dois grupos, com e sem ICT, de acordo com os critérios da International Ankle Consortium. A atividade eletromiográfica (EMG) bilateral dos músculos glúteo médio (Glúteo M.), reto femoral (RF), gastrocnémio medial (GM), solear, tibial anterior (TA) e peroneais longo (LP) e curto (CP), bem como as forças de reação do solo foram recolhidas durante o SLDL para apoio unipodálico estático numa superfície instável, em contexto de dupla tarefa. A componente vertical das forças de reação do solo foi utilizada para identificar o instante do *landing*, bem como o instante em que o participante iniciou o apoio unipodálico. Procedeu-se ao cálculo da posição do centro de pressão (CoP), de forma a identificar o instante temporal onde ocorreu a sua estabilização. Nos intervalos até e após estabilização do CoP foram calculados a amplitude de deslocamento e desvio padrão do CoP e a magnitude de atividade muscular relativa. Para análise estatística foi utilizado um intervalo de confiança de 95% (nível de significância  $\alpha=0,05$ ). **Resultados:** O membro ipsilesional do grupo com ICT mostrou diminuição significativa da magnitude de recrutamento muscular do Glúteo M., RF e TA entre o *landing* e o início do apoio unipodálico. A mesma tendência foi observada no membro contralesional, com diferenças significativas na magnitude do RF. O tempo de transição de apoio bipodálico para unipodálico revelou-se tendencialmente maior em ambos os membros do grupo com ICT, sendo acompanhado por diminuições significativas do tempo necessário para a estabilização e da amplitude de deslocamento do CoP (direção ântero-posterior - AP) no membro ipsilesional. No período de apoio unipodálico até à estabilização, o membro ipsilesional apresentou diminuição significativa da magnitude dos músculos GM, CP e LP. Após estabilização verificou-se uma tendência para maior amplitude de deslocamento do CoP, na direção AP, no grupo com ICT. Nesta fase, enquanto o membro ipsilesional mostrou diminuição da magnitude muscular do

GM e CP, o contralesional apresentou um aumento significativo do LP, relativamente ao grupo sem ICT.

**Conclusão:** Os indivíduos com ICT parecem apresentar alterações do controlo postural, em ambos os membros inferiores, após entorse unilateral do tornozelo. O membro ipsilesional apresentou diminuição da magnitude de recrutamento muscular do Glúteo M., RF, TA, GM, CP e LP. A diminuição do tempo necessário para a estabilização e a menor amplitude de deslocamento do CoP, na direção AP no membro ipsilesional, parece estar associada a estratégias compensatórias. O membro contralesional mostrou diminuição da magnitude do RF durante a transição do *landing* para apoio unipodálico, bem como aumento da magnitude muscular do LP após estabilização do CoP.

**Palavras-chave:** instabilidade crónica do tornozelo; *single leg drop landing*; apoio unipodálico; estabilidade postural

### **Abstract**

**Background:** Lateral sprain of the ankle is one of the most common injuries in athletes, and it is estimated that about 70% of individuals develop chronic ankle instability (CAI) after the initial injury. CAI has been associated with a deregulation of postural control mechanisms. Nonetheless, there is still no consensus regarding the postural dysfunction that leads to the perpetuation of CAI. The transition from a dynamic task to a static one in conditions similar to those of the injury mechanism has been referred as capable of revealing those deficits. **Aim:** To evaluate the bilateral postural adjustments at the end of the single leg drop landing (SLDL), until and after unipodal stabilization, on an unstable surface, in a dual task context 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 electromyographic (EMG) bilateral activity of the muscles of the gluteus medius (Gluteus M.), rectus femoris (RF), medial gastrocnemius (GM), soleus, tibialis anterior (TA) and long peroneal (LP) and short (CP), as well as the reaction forces of the ground were collected during SLDL for quiet single leg stance on an unstable surface, in a dual task context. The vertical component of the ground reaction forces was used to identify the instant of the landing, as well as the moment the participant initiated the single leg standing. The position of the center of pressure (CoP) was calculated to identify the time instant where its stabilization occurred. At intervals up to and after the CoP stabilization, the range of CoP displacement and standard deviation, as well as the magnitude of relative muscle activity, were calculated. For statistical analysis, a 95% confidence interval was used (level of significance  $\alpha=0.05$ ). **Results:** The ipsilesional limb of the CAI group showed a significant decrease in the magnitude of muscle recruitment of the Gluteus M., RF and TA between the landing and the beginning of the single leg standing. The same trend was observed in the contralesional limb, with significant differences in the RF magnitude. The transition time from bipedal to single leg support was found to be tendentially higher in both limbs of the group with CAI, and was accompanied by significant decreases in the time required for stabilization and the amplitude of CoP displacement [antero-posterior (AP) direction] in the ipsilesional limb. In the single leg support period until stabilization, the ipsilesional limb showed a significant decrease in the magnitude of the GM, CP and LP muscles. After stabilization, there was a tendency for increased CoP displacement in the AP direction in the group with CAI. At this stage, while the ipsilesional limb showed decreased GM and CP magnitude, the contralesional presented a significant increase of the LP activity, when compared to the group

without CAI. **Conclusion:** Individuals with CAI appear to have changes in postural control in both lower limbs subsequent to a unilateral ankle sprain. The ipsilesional limb presented decreased Gluteus M., RF, TA, GM, CP and LP activity. The decrease in the time required for stabilization and the lower amplitude of CoP displacement in the AP direction resulting from compensatory strategies. The contralesional limb showed a decrease in RF magnitude during the landing transition for unipedal support, as well as an increase in LP muscle magnitude after the stabilization of CoP.

**Key-words:** chronic ankle instability; single leg drop landing; single leg stance; postural stability;

## 1 Introdução

A entorse lateral do tornozelo, definida como uma lesão traumática do complexo ligamentar lateral, geralmente produzida por uma inversão excessiva do retropé ou uma combinação de flexão plantar e adução do pé, é uma das lesões músculo-esqueléticas mais comuns em atletas e indivíduos fisicamente ativos (Gribble, et al., 2014; Ridder R. D., Willems, Vanrenterghem, & Roosen, 2015; Wikstrom, Tillman, & Borsa, 2005). Em Portugal, estima-se que aproximadamente 30% dos atletas já sofreram, pelo menos um traumatismo em inversão do tornozelo, estando em maior risco as modalidades desportivas que envolvam corrida, salto, mudanças de direção, contacto com outros jogadores, apoio ao solo (*landing*) em superfícies irregulares e apoio unipodálico, nomeadamente no andebol, basquetebol, voleibol e futebol (Fereydownnia, et al., 2016; Massada, Pereira, Aido, Sousa, & Massada, 2010; Mitchell, Dyson, Hale, & Abraham, 2008). A entorse do tornozelo representa uma das principais causas da ausência em competições desportivas, bem como da abstinência laboral, não só pelas implicações da própria lesão, mas também porque cerca de 70% dos indivíduos desenvolvem instabilidade crónica do tornozelo (ICT) (Brown, Padua, Marshall, & Guskiewicz, 2008; Kavanagh, Bisset, & Tsao, 2012; Suda, Amorim, & Sacco, 2009; Wikstrom, Tillman, & Borsa, 2005).

A ICT tem sido definida como uma desordem neuromuscular e/ou mecânica complexa caracterizada pela presença de sintomas residuais persistentes, como episódios de *giving way* (ocorrência regular de episódios incontrolados e imprevisíveis de inversão excessiva do retropé), sensação de instabilidade, défices funcionais, mecânicos e entorses repetidas (Dingenen, et al., 2015; Gribble, et al., 2014; Hoch, Farwell, Gaven, & Weinhandl, 2015; Levin, et al., 2012; Terada, Ball, Pietrosimone, & Gribble, 2016). Um número elevado de indivíduos revelam a presença deste quadro durante longos períodos de tempo (superiores a 1 ano) demonstrando incapacidade a longo prazo, redução do nível de

atividade física, bem como diminuição da qualidade de vida, associada à presença desta disfunção (Fereydounnia, et al., 2016; Hoch, Farwell, Gaven, & Weinhandl, 2015; Terada, Ball, Pietrosimone, & Gribble, 2016). A ICT pode englobar instabilidade funcional (IF), caracterizada por défices propriocetivos e de controlo neuromuscular, e/ou instabilidade mecânica (IM), definida como uma laxidez excessiva do retropé em inversão ou uma laxidez excessiva anterior da articulação tibiotársica, com amplitudes de movimento articular, fisiológica e acessória, aumentadas (Brown, Padua, Marshall, & Guskiewicz, 2008; Feger, Donovan, Hart, & Hertel, 2015; Ridder R. , Willems, Vanrenterghem, Robinson, & Roosen, 2014)

Apesar da definição de ICT propor uma série de alterações sensoriomotoras, o mecanismo que se encontra na sua origem não está devidamente estabelecido (Gutierrez & Kaminski, 2010). Alguns autores referem que a lesão dos mecanorreceptores presentes na cápsula articular e ligamentos do tornozelo levam a modificações no *feedback* sensorial que, por sua vez, resultam em alterações na modulação aferente. Estas alterações originam respostas reflexas diminuídas, défices de força muscular, défices de propriocetividade, bem como insuficiência mecânica (Caulfield & Garrett, 2002; Delahunt, Monaghan, & Caulfield, 2006; Suda, Amorim, & Sacco, 2009). Contudo, a evidência mais recente sugere que, em adição à lesão de mecanorreceptores, ocorrem também alterações do processamento e integração da informação pelo sistema nervoso central (SNC), bem como na excitabilidade do motoneurónio alfa, que desempenham um papel importante na estabilidade dinâmica do tornozelo e no controlo neuromuscular (Caulfield & Garrett, 2002; Delahunt, Monaghan, & Caulfield, 2006; Hale, Fergus, Axmacher, & Kiser, 2014; Pietrosimone & Gribble, 2012). Estas disfunções do controlo sensoriomotor supra-espinal têm sido confirmadas por vários autores que observaram a ocorrência de alterações em ambos os membros inferiores (no caso de entorses unilaterais), tal como do envolvimento da musculatura das articulações mais proximais (como anca e joelho), em indivíduos com ICT (Delahunt, Monaghan, & Caulfield, 2006; Doherty C. , et al., 2014b; Gribble & Robinson, 2009; Terada, Ball, Pietrosimone, & Gribble, 2016).

A manutenção da estabilidade dinâmica e da capacidade para manter o controlo postural durante tarefas funcionais requer respostas eferentes apropriadas por parte do SNC, que utiliza, fundamentalmente, dois tipos de estratégias de ajuste postural, antecipatórias (*feedforward*) e compensatórias (*feedback*) (Deun, et al., 2007; Dingenen, et

al., 2015; Doherty C. , et al., 2014a; Scariot, Claudino, Santos, Rios, & Santos, 2012). Vários autores sugerem alterações nos mecanismos de *feedback* e *feedforward* associadas à ICT, durante a realização de tarefas funcionais estáticas e dinâmicas (Gehring, et al., 2014; Rodriguez-Merchan, 2012; Wikstrom, Naik, Lodha, & Cauraugh, 2010b). Estudos recentes demonstraram alterações no alinhamento segmentar dinâmico expresso por uma diminuição do ângulo de flexão do joelho e aumento da inversão do pé (antes e após o contacto com o solo), bem como menor estabilidade expressa por maior amplitude de oscilação do centro de pressão (CoP), em indivíduos com ICT, durante várias tarefas funcionais (Gutierrez, et al., 2012; Koldenhoven, Feger, Fraser, Saliba, & Hertel, 2016; Koshino, et al., 2016; Rodriguez-Merchan, 2012; Terada, Pietrosimone, & Gribble, 2014). Além disso, em atividades como marcha, saltos e transição de apoio bipodálico para unipodálico, estes mostraram alterações na atividade dos músculos proximais e distais, em ambos os membros inferiores, em indivíduos com ICT, após entorse unilateral (Gutierrez, et al., 2012; Hopkins, Coglianesi, Glasgow, Reese, & Seeley, 2012; Rios, Gorges, & Santos, 2015). No entanto, a realização da tarefa em contexto laboratorial e em condições controladas impõe restrições na interpretação dos resultados obtidos no que diz respeito à disfunção do controlo motor envolvida na ICT (Wikstrom, Naik, Lodha, & Cauraugh, 2010b). O aumento da instabilidade da superfície de apoio, o controlo das aferências visuais, bem como o foco da atenção noutra tarefa que não a motora, amplificam a exigência da tarefa funcional e aproximam a tarefa ao contexto real (Delahunt, Monaghan, & Caulfield, 2006; Deun, Stappaerts, Levin, Janssens, & Staes, 2011; Gutierrez & Kaminski, 2010; Mohapatra, Kukkar, & Aruin, 2014). A consideração destes componentes poderá contribuir para o esclarecimento da disfunção dos mecanismos de controlo postural que está na origem da ICT.

Tendo em consideração o exposto torna-se relevante o estudo da estabilidade postural dinâmica, durante tarefas que comprovem os défices de controlo postural, em condições semelhantes às do mecanismo de lesão da entorse do tornozelo, nomeadamente do *single leg drop landing* (SLDL), seguido de apoio unipodálico estático considerando componentes que aproximem a tarefa ao contexto real (Gutierrez & Kaminski, 2010; Levin, et al., 2015; Ridder R. , et al., 2015). De facto, a correta transição de uma tarefa dinâmica para estática, bem como um apoio unipodálico estático eficaz, tornam-se essenciais para a proteção articular contra a lesão, na realização de atividades desportivas e

do quotidiano (Deun, Stappaerts, Levin, Janssens, & Staes, 2011; Dundas, Gutierrez, & Pozzi, 2014; Kim & Jeon, 2016; Suda, Amorim, & Sacco, 2009).

Vários autores têm-se debruçado sobre as alterações no tempo de transição de uma tarefa dinâmica para estática, uma vez que consideram ser uma avaliação funcional da estabilidade dinâmica, permitindo analisar de forma mais eficaz os possíveis défices associados à ICT (Wikstrom, Tillman, & Borsa, 2005). A avaliação desta componente após um salto, mostrou que os indivíduos que apresentam esta disfunção necessitam de maiores intervalos de tempo para estabilizar em apoio unipodálico, no entanto apenas um estudo avaliou esta medida após o SLDL, não tendo observado diferenças significativas (Gribble & Robinson, 2009; Levin, et al., 2012; Wright, Arnold, & Ross, 2016). Por sua vez, os estudos desenvolvidos em torno da componente de apoio unipodálico estático apontam maioritariamente (apesar de não existir consenso) para um aumento de amplitude, essencialmente na direção ântero-posterior (AP) e da velocidade de deslocamento do CoP (Hopkins, Coglianese, Glasgow, Reese, & Seeley, 2012; Koldenhoven, Feger, Fraser, Saliba, & Hertel, 2016; Rios, Gorges, & Santos, 2015; Saito, Navarro, Silva, Arie, & Peccin, 2016). Relativamente à atividade eletromiográfica não foram encontrados estudos que a avaliem durante a transição do SLDL para o apoio unipodálico. Já durante o apoio unipodálico estático, não se encontra concordância entre os autores relativamente ao aumento ou diminuição do recrutamento muscular (Levin, et al., 2015; Rios, Gorges, & Santos, 2015). A revisão bibliográfica efetuada mostrou que estudos mais recentes englobaram a avaliação do membro contralateral ao tornozelo afetado tendo em conta a teoria de que a ICT está associada a alterações do SNC, contudo os resultados não se mostraram conclusivos, devido à variabilidade da metodologia utilizada. Tendencialmente, os estudos referem que este membro apresenta alterações ao nível do controlo postural, no entanto, na transição do SLDL para apoio unipodálico estático, a afeção deste membro não está clara (Doherty C. , et al., 2015; Hertel & Olmsted-Kramer, 2007).

Tendo em consideração o exposto, estabeleceu-se como objetivo do presente estudo avaliar bilateralmente os ajustes posturais envolvidos no final do SLDL, até e após a estabilização unipodálica, em superfície de apoio instável e contexto de dupla tarefa, em indivíduos com ICT. Para dar resposta a este objetivo considerou-se o final do SLDL a partir do momento em que membro que iniciou a tarefa contactou a superfície instável. Será avaliado especificamente o tempo que o membro que inicia a tarefa demora a



contactar a superfície instável até ao início do apoio unipodálico, assim como, o tempo de estabilização, a amplitude de deslocamento e desvio padrão do CoP. Será também analisada a magnitude da ativação muscular do solear, gastrocnémio medial (GM), glúteo médio (Glúteo M.), curto peroneal (CP), longo peroneal (LP), tibial anterior (TA) e reto femoral (RF) nas diferentes subfases atrás referidas. A revisão bibliográfica efetuada sustenta a hipótese de que os indivíduos com ICT, após entorse unilateral, apresentam diminuição do recrutamento muscular, bem como aumento das variáveis associadas ao CoP, em ambos os membros inferiores, no final do SLDL.

## 2 Métodos

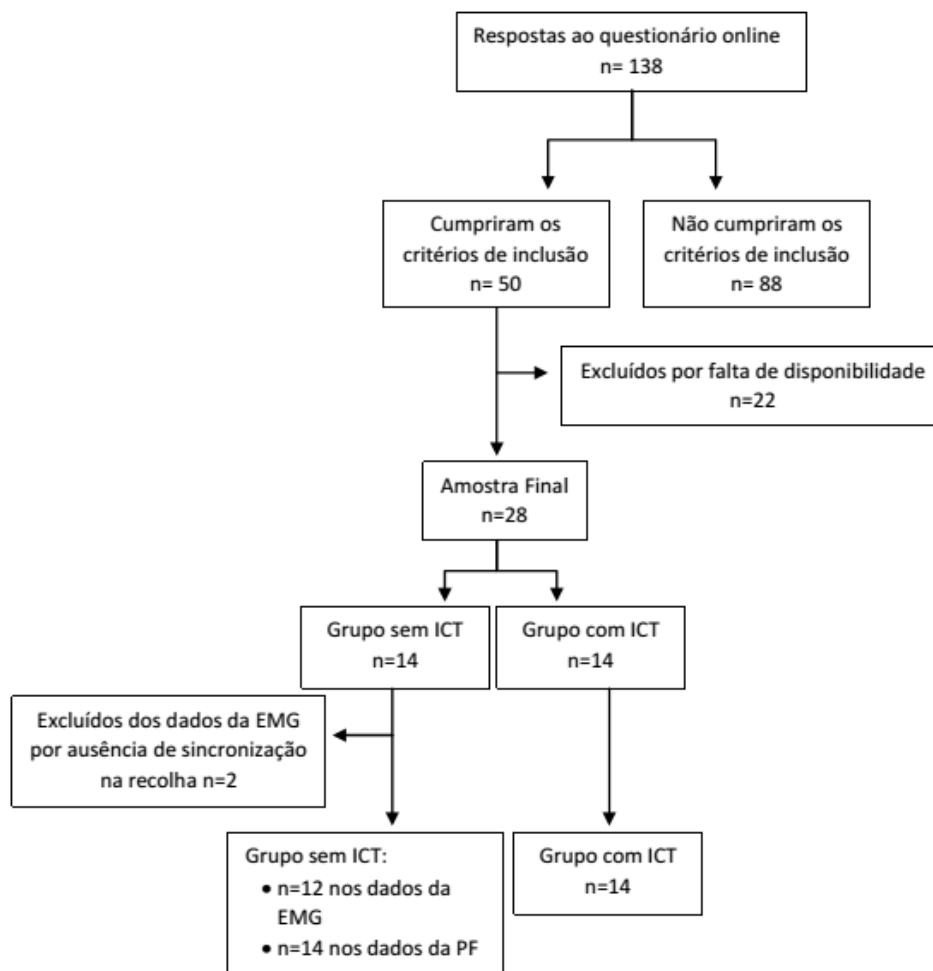
### 2.1 Amostra

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 > 1Gohm 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 médio-laterais (ML) e 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 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 (bicípito 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 tábica-társica em posição neutra e em 10° de flexão plantar, para o *talar tilt* e para o *anterior drawer test*, respetivamente. O *talar 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 tábica. 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 L. , 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 eletrodos nos músculos avaliados

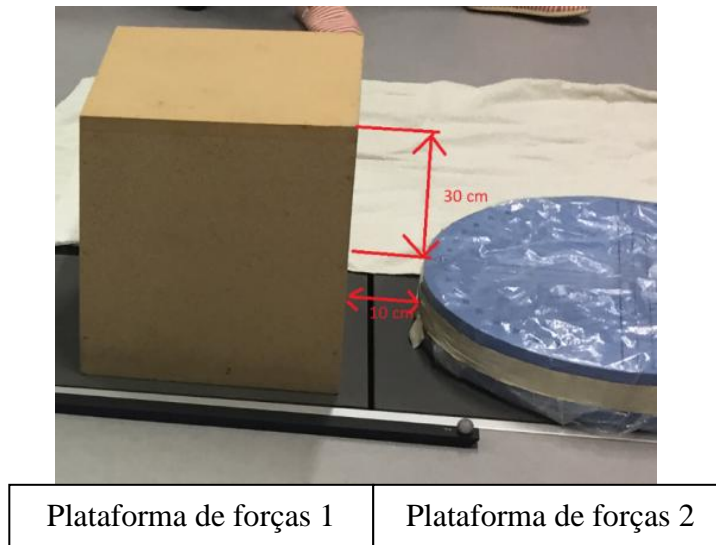
Músculo	Localização dos eletrodos
Glúteo médio	Ponto médio da linha que une a crista ilíaca e o grande trocânter (Kanekar & Aruin, 2014)
Reto Femoral	Ponto médio da linha que une a espinha ilíaca ântero-superior e a parte superior da rótula (Kanekar & Aruin, 2014; Mohapatra, Kukkar, & Aruin, 2014)
Tibial 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)

### 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

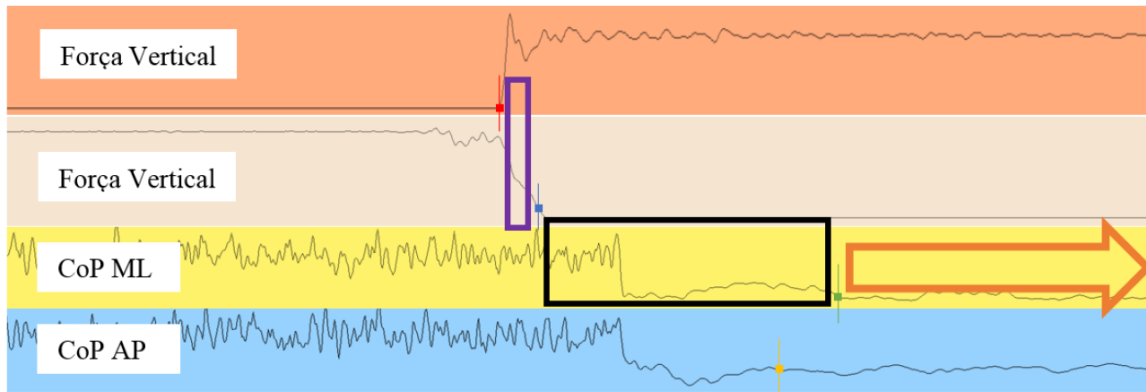
#### Plataforma de forças

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

- $CoP\ ML = (-h * F_x - M_y) / F_z$ ;
- $CoP\ AP = (-h * F_y + M_x) / F_z$ ;

Na PF 1, h corresponde a 0,37 m e na PF 2 a 0,072 m, tendo em consideração a altura da caixa e da superfície instável, respetivamente.

O primeiro evento, momento de *landing*, correspondeu ao momento em que o membro de teste contactou a superfície instável, na PF 2, definido como o instante em que foi observado na PF um valor igual ou superior a 10% do peso corporal na componente vertical das forças de reação do solo (Bertec Corporation, 2012; Sousa, Silva, & Santos, 2015a; Sousa, Silva, & Santos, 2015b). O segundo evento correspondeu ao início do apoio unipodálico e foi definido como o instante temporal em que foi observado um valor igual ou inferior a 10% do peso corporal na componente vertical das forças de reação ao solo, na PF 1, do pé contralateral ao que iniciou o movimento (Bertec Corporation, 2012; Sousa, Silva, & Santos, 2015a; Sousa, Silva, & Santos, 2015b). No intervalo entre o *landing* e o início do apoio unipodálico foi calculada a duração da fase. O instante de estabilização do CoP, registado na PF 2, foi calculado nas direções ML e AP e foi identificado como o instante a partir do qual foram observados valores inferiores à média da *baseline* mais 3 vezes o desvio padrão e superior à média da *baseline* menos 3 vezes o desvio padrão. Para a identificação deste evento foi considerado o intervalo entre +450 a +500 milissegundos (ms) em relação aos instantes temporais onde visualmente foram identificadas as estabilizações do CoP do pé que iniciou o movimento (Sousa, Silva, & Santos, 2015a; Sousa, Silva, & Santos, 2015b). No intervalo de tempo entre o início do apoio unipodálico e a estabilização do CoP foram calculados o tempo da estabilização, a amplitude de deslocamento do CoP (distância entre o pico mínimo e máximo - PP) e o desvio padrão (Sousa, Silva, & Santos, 2015a; Sousa, Silva, & Santos, 2015b). Estas mesmas variáveis foram calculadas no intervalo de tempo em apoio unipodálico após estabilização do CoP (no mínimo 10 seg e no máximo 30 seg) (Sousa, Silva, & Santos, 2015a; Sousa, Silva, & Santos, 2015b). Os eventos referidos encontram-se esquematizados na figura 3.



- **Landing** – momento em que o membro de teste contacta a superfície instável
- **Apoio unipodálico** – momento em que o segundo pé sai da caixa
- **$\Delta T$  landing – apoio unipodálico** – intervalo de transição entre apoio bipodálico e o início do apoio unipodálico
- **Estabilização CoP ML** – momento em que ocorre a estabilização do centro de pressão na direção médio-lateral na superfície instável
- **Estabilização CoP AP** – momento em que ocorre a estabilização do centro de pressão na direção ântero-posterior na superfície instável
- **$\Delta T$  Estabilização CoP** – momento de apoio unipodálico até ocorrer a estabilização do centro de pressão
- ⇒  **$\Delta T$  após Estabilização CoP** – intervalo de tempo (mínimo 10 segundos e máximo 30 segundos) após estabilização do centro de pressão

**Figura 3:** Representação dos eventos analisados.

### 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 calculada a média do root mean square (RMS) numa janela deslizante de 100 amostras. Seguidamente, estes dados foram processados através do *software Acqknowledge*®, versão 3,9.

Para a avaliação da magnitude de ativação de cada músculo foi calculada a média do valor do RMS nos intervalos de tempo entre o *landing* e o início do apoio unipodálico, entre o início do apoio unipodálico e a estabilização do CoP e entre a estabilização do CoP e os 30 seg de apoio unipodálico estático. 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 selecionar 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, na magnitude de ativação muscular e nas variáveis associadas ao CoP efetuou-se o teste *t-Student* para amostras emparelhadas, nos casos que seguiram 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, 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 Crónica 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 $\bar{x} \pm \sigma$	Grupo com ICT		Sem ICT vs Contralesional		Sem ICT vs Ipsilesional		Ipsilesional vs Contralesional	
		Ipsilesional $\bar{x} \pm \sigma$	Contralesional $\bar{x} \pm \sigma$	Valor t	Valor p	Valor t	Valor p	Valor t	Valor p
Dorsiflexão ( $^{\circ}$ )	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
$\leq 25\%$	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
$>25\% - \leq 50\%$	4 (28,6%)	1 (7,1%)	0 (0%)	1 (7,1%)	2 (14,3%)
$>50\% - \leq 75\%$	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 Magnitude de ativação muscular

Verificaram-se diferenças estatisticamente significativas na magnitude de ativação do MI nos músculos Glúteo M. e RF, entre o *landing* e o início do apoio unipodálico, e nos músculos GM e CP, entre o início do apoio unipodálico e a estabilização do CoP, com valores inferiores no membro ipsilesional do grupo com ICT, comparativamente ao grupo sem ICT. Os restantes grupos musculares mostraram a mesma tendência, à exceção do músculo GM no MA, no intervalo entre o *landing* e o início do apoio unipodálico (tabela V). Na fase de apoio unipodálico estático, após estabilização, o grupo com ICT apresentou

valores de magnitude de ativação muscular inferiores, comparativamente ao grupo sem ICT, com diferenças estatisticamente significativas nos músculos GM e CP do MI (tabela V).

**Tabela V:** 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 *landing* – apoio unipodálico, apoio unipodálico – estabilização do CoP e estabilização do CoP – 30 segundos apoio unipodálico; 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); \*p<0,05.

Variáveis		Grupo sem ICT		Grupo com ICT		Sem ICT vs ICT -		
		Membro Ipsilesional		Membro Ipsilesional		Membro Ipsilesional		
		$\bar{x} \pm \sigma$	$\bar{x} \pm \sigma$	Valor teste	Valor prova			
Landing – Apoio unipodálico	Solear	MI	10,965 $\pm$ 7,627	7,443 $\pm$ 6,053	t=1,313	0,202		
		MA	6,432 $\pm$ 9,803	6,428 $\pm$ 13,455	U=57,000	0,270		
	GM	MI	22,009 $\pm$ 13,267	15,275 $\pm$ 13,741	t=1,265	0,218		
		MA	8,181 $\pm$ 16,832	10,364 $\pm$ 24,556	t=-0,257	0,799		
	Glúteo M.	MI	13,595 $\pm$ 8,293	11,128 $\pm$ 14,391	U=41,000	0,027*		
		MA	5,416 $\pm$ 4,474	4,135 $\pm$ 5,552	U=54,000	0,205		
	CP	MI	34,642 $\pm$ 22,569	20,009 $\pm$ 15,540	t=1,949	0,063		
		MA	13,869 $\pm$ 10,348	12,244 $\pm$ 8,453	U=71,000	0,728		
	TA	MI	32,663 $\pm$ 17,347	22,639 $\pm$ 16,543	t= 1,506	0,145		
		MA	42,298 $\pm$ 19,411	34,684 $\pm$ 19,868	t=0,968	0,343		
	LP	MI	14,162 $\pm$ 7,340	11,639 $\pm$ 7,019	t=0,895	0,380		
		MA	5,625 $\pm$ 3,693	5,512 $\pm$ 6,056	t=0,056	0,956		
	RF	MI	13,796 $\pm$ 10,995	5,949 $\pm$ 3,645	t=2,521	0,019*		
		MA	16,641 $\pm$ 9,411	10,872 $\pm$ 4,851	t=1,950	0,064		
	Apoio unipodálico – Estabilização do CoP	Solear	MI	11,047 $\pm$ 8,504	6,550 $\pm$ 4,500	t=1,721	0,098	
			MA	4,953 $\pm$ 11,130	5,932 $\pm$ 14,967	U=57,000	0,270	
GM		MI	21,195 $\pm$ 18,385	10,119 $\pm$ 7,476	U=41,000	0,027*		
		MA	8,323 $\pm$ 22,762	12,260 $\pm$ 33,635	U=64,000	0,470		
Glúteo M.		MI	12,148 $\pm$ 9,536	6,924 $\pm$ 4,601	t=1,821	0,081		
		MA	4,146 $\pm$ 4,417	4,183 $\pm$ 7,052	U=59,000	0,320		
CP		MI	37,025 $\pm$ 20,224	22,232 $\pm$ 14,735	t=2,153	0,042*		
		MA	3,614 $\pm$ 2,198	4,545 $\pm$ 6,378	t=-0,479	0,636		
TA		MI	38,094 $\pm$ 19,009	28,927 $\pm$ 23,729	t=1,074	0,293		
		MA	12,806 $\pm$ 11,808	13,970 $\pm$ 14,781	t=-0,216	0,831		
LP		MI	13,641 $\pm$ 9,005	13,230 $\pm$ 7,979	t=0,124	0,903		
		MA	2,896 $\pm$ 3,432	2,538 $\pm$ 3,691	U=59,000	0,320		
RF		MI	11,727 $\pm$ 10,932	6,537 $\pm$ 4,601	t=1,621	0,118		
		MA	3,701 $\pm$ 4,303	3,257 $\pm$ 3,251	U=68,000	0,611		
Estabilização do CoP – 30seg apoio unipodálico		Solear	MI	6,603 $\pm$ 4,489	4,780 $\pm$ 3,956	t=1,058	0,302	
			MA	0,683 $\pm$ 0,775	6,084 $\pm$ 17,280	U=69,000	0,910	
	GM	MI	13,482 $\pm$ 6,229	7,870 $\pm$ 5,437	t=2,357	0,028*		
		MA	1,244 $\pm$ 1,770	10,982 $\pm$ 33,107	U=69,000	0,910		
	Glúteo M.	MI	8,390 $\pm$ 6,261	5,066 $\pm$ 3,090	t=1,691	0,105		
		MA	1,690 $\pm$ 1,636	4,348 $\pm$ 9,083	U=66,000	0,776		
	CP	MI	24,470 $\pm$ 13,158	13,768 $\pm$ 8,217	t=2,362	0,028*		
		MA	2,115 $\pm$ 2,174	1,842 $\pm$ 1,319	t=0,379	0,709		
	TA	MI	19,985 $\pm$ 6,789	17,910 $\pm$ 12,770	t=0,483	0,634		
		MA	5,170 $\pm$ 4,820	7,786 $\pm$ 7,474	t=-0,997	0,330		
	LP	MI	8,005 $\pm$ 3,472	8,485 $\pm$ 5,594	t=-0,246	0,808		
		MA	0,811 $\pm$ 0,627	1,015 $\pm$ 1,56	U=68,000	0,865		
	RF	MI	6,294 $\pm$ 5,613	4,777 $\pm$ 4,145	U=55,000	0,361		
		MA	1,389 $\pm$ 0,756	1,500 $\pm$ 0,965	t=-0,310	0,760		



### 3.2.2 Variáveis relacionadas com o deslocamento do CoP

Pela análise da tabela VI é possível observar que o grupo com ICT demora menos tempo a estabilizar o CoP na componente AP, em apoio unipodálico com o membro ipsilesional. Neste intervalo foram também observadas diferenças estatisticamente significativas entre grupos na amplitude de oscilação do CoP e respetivo desvio padrão, tendo o grupo com ICT evidenciado valores inferiores, comparativamente ao grupo sem ICT (tabela VI). No grupo com ICT, verificou-se ainda uma tendência para um intervalo de tempo de transição entre o apoio bipodálico e o unipodálico superior (entre o *landing* e o apoio unipodálico) (tabela VI).

**Tabela VI:** Valores da média  $\pm$  desvio padrão ( $\bar{x} \pm \sigma$ ) para as variáveis: intervalo de tempo ( $\Delta T$ ) de transição do apoio bipodálico para unipodálico -  $\Delta T$  landing - apoio unipodálico;  $\Delta T$  até estabilização do centro de pressão (CoP) em apoio unipodálico; amplitude de deslocamento (PP) do CoP até à estabilização; amplitude de desvio padrão (DP) do CoP até à estabilização. Variáveis analisadas nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML). 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*); \**p*<0,05

Variáveis	Grupo sem ICT	Grupo com ICT		Sem ICT vs ICT - Membro Ipsilesional	
		$\bar{x} \pm \sigma$	Membro Ipsilesional $\bar{x} \pm \sigma$	Valor teste	Valor prova
$\Delta T$ landing - apoio unipodálico (ms)		459,50 $\pm$ 159,50	692,40 $\pm$ 303,00	U=58,000	0,190
$\Delta T$ Estabilização CoP (ms)	ML	1960,00 $\pm$ 1130,00	1210,00 $\pm$ 550,00	U=55,000	0,850
	AP	1400,00 $\pm$ 1020,00	570,00 $\pm$ 320,00	t=2,906	0,010*
PP Estabilização CoP (cm)	ML	2,95 $\pm$ 0,60	2,19 $\pm$ 0,61	t=1,714	0,099
	AP	4,81 $\pm$ 1,90	3,00 $\pm$ 1,16	t=3,025	0,006*
DP Estabilização CoP (cm)	ML	0,71 $\pm$ 0,17	0,63 $\pm$ 0,17	t=1,171	0,252
	AP	1,43 $\pm$ 0,56	0,88 $\pm$ 0,31	t=3,096	0,005*

Após a estabilização unipodálica não se registaram diferenças estaticamente significativas entre os grupos. No entanto, foi notória uma tendência para maior amplitude de deslocamento na direção AP, no grupo com ICT (tabela VII).

**Tabela VII:** Valores da média  $\pm$  desvio padrão ( $\bar{x} \pm \sigma$ ) para as variáveis: intervalo de tempo ( $\Delta T$ ) que o centro de pressão (CoP) permanece estável após estabilização unipodálica; amplitude de deslocamento (PP) do CoP após estabilização; amplitude de desvio padrão (DP) do CoP após estabilização. Variáveis analisadas nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML). 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).

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
$\Delta T$ Após Estabilização CoP (ms)	ML	28760,00 $\pm$ 3090,00	28870,00 $\pm$ 1640,00	U=94,000	0,874
	AP				
PP Após Estabilização CoP (cm)	ML	3,95 $\pm$ 1,21	3,39 $\pm$ 1,01	t=1,260	0,220
	AP	5,51 $\pm$ 0,66	8,10 $\pm$ 4,76	U=63,000	0,297
DP Após Estabilização CoP (cm)	ML	0,77 $\pm$ 0,22	0,67 $\pm$ 0,13	U=61,000	0,252
	AP	1,00 $\pm$ 0,19	1,12 $\pm$ 0,50	U=77,000	1

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

#### 3.3.1 Magnitude de ativação muscular

Foram observadas diferenças estatisticamente significativas na magnitude de ativação do músculo RF, entre os eventos landing e o início do apoio unipodálico, inferiores no membro contralesional do grupo com ICT comparativamente ao grupo sem ICT, no MI (tabela VIII).

Apesar da ausência de diferenças estatisticamente significativas, verificou-se tendência para valores de magnitude superiores para todos os grupos musculares do MA, no membro contralesional do grupo com ICT, no intervalo de tempo entre o início do apoio unipodálico e a estabilização do CoP. No entanto, entre os eventos estabilização do CoP e 30 seg de apoio unipodálico, o músculo LP do MI apresentou maior magnitude no membro contralesional, em comparação com o grupo sem ICT, com diferenças estatisticamente significativas (tabela VIII).

**Tabela VIII:** 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 *landing* – apoio unipodálico, apoio unipodálico – estabilização do CoP e estabilização do CoP – 30 segundos apoio unipodálico; 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); \*p<0,05.

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
Landing – Apoio unipodálico	Solear	MI	10,965 $\pm$ 7,627	13,764 $\pm$ 15,146	U=76,000	0,936
		MA	6,432 $\pm$ 9,803	11,692 $\pm$ 25,324	U=59,000	0,212
	GM	MI	22,009 $\pm$ 13,267	19,136 $\pm$ 15,698	t=0,492	0,627
		MA	8,181 $\pm$ 16,832	9,880 $\pm$ 26,294	t=-0,192	0,849
	Glúteo M.	MI	13,595 $\pm$ 8,293	12,087 $\pm$ 16,542	U=46,000	0,087
		MA	5,416 $\pm$ 4,474	5,978 $\pm$ 11,526	U=58,000	0,193
	CP	MI	34,642 $\pm$ 22,569	21,963 $\pm$ 16,018	t=1,587	0,127
		MA	13,869 $\pm$ 10,348	10,115 $\pm$ 5,303	t=1,155	0,260
	TA	MI	32,663 $\pm$ 17,347	31,161 $\pm$ 18,406	t=0,210	0,836
		MA	42,298 $\pm$ 19,411	35,672 $\pm$ 18,785	t=0,883	0,386
	LP	MI	14,162 $\pm$ 7,340	14,766 $\pm$ 9,958	t=-0,171	0,865
		MA	5,625 $\pm$ 3,693	7,290 $\pm$ 7,502	t=-0,698	0,492
	RF	MI	13,796 $\pm$ 10,995	4,805 $\pm$ 3,623	t=2,690	0,018*
		MA	16,641 $\pm$ 9,411	13,774 $\pm$ 11,346	t=0,684	0,501
Apoio unipodálico – Estabilização do CoP	Solear	MI	11,047 $\pm$ 8,504	11,555 $\pm$ 13,081	t=-0,114	0,910
		MA	4,953 $\pm$ 11,130	14,736 $\pm$ 36,348	U=69,000	0,462
	GM	MI	21,195 $\pm$ 18,385	16,596 $\pm$ 10,883	t=0,769	0,450
		MA	8,323 $\pm$ 22,762	8,930 $\pm$ 26,182	U=73,000	0,595
	Glúteo M.	MI	12,148 $\pm$ 9,536	10,908 $\pm$ 15,831	U=47,000	0,098
		MA	4,146 $\pm$ 4,417	7,160 $\pm$ 19,078	U=72,000	0,560
	CP	MI	37,025 $\pm$ 20,224	28,799 $\pm$ 18,695	t=1,035	0,312
		MA	3,614 $\pm$ 2,198	4,967 $\pm$ 6,507	U=70,000	0,689
	TA	MI	38,094 $\pm$ 19,009	36,822 $\pm$ 22,002	t=0,154	0,879
		MA	12,806 $\pm$ 11,808	13,284 $\pm$ 13,697	U=84,000	1
	LP	MI	13,641 $\pm$ 9,005	18,695 $\pm$ 11,167	t=-1,239	0,228
		MA	2,896 $\pm$ 3,432	5,889 $\pm$ 10,837	U=78,000	0,781
	RF	MI	11,727 $\pm$ 10,932	5,855 $\pm$ 4,929	t=1,696	0,104
		MA	3,701 $\pm$ 4,303	3,843 $\pm$ 4,426	t=-0,081	0,936
Estabilização do CoP – 30seg apoio unipodálico	Solear	MI	6,603 $\pm$ 4,489	7,241 $\pm$ 6,661	t=-0,270	0,790
		MA	0,683 $\pm$ 0,775	6,330 $\pm$ 14,124	U=70,000	0,955
	GM	MI	13,482 $\pm$ 6,229	12,348 $\pm$ 12,160	t=0,279	0,783
		MA	1,244 $\pm$ 1,770	5,329 $\pm$ 14,645	U=69,000	0,910
	Glúteo M.	MI	8,390 $\pm$ 6,261	5,084 $\pm$ 2,397	U=42,000	0,093
		MA	1,690 $\pm$ 1,636	2,052 $\pm$ 2,283	U=71,000	1
	CP	MI	24,470 $\pm$ 13,158	15,705 $\pm$ 9,616	t=1,835	0,081
		MA	2,115 $\pm$ 2,174	1,854 $\pm$ 1,798	U=60,000	0,740
	TA	MI	19,985 $\pm$ 6,789	23,137 $\pm$ 15,970	t=-0,646	0,527
		MA	5,170 $\pm$ 4,820	6,413 $\pm$ 5,778	U=60,000	0,531
	LP	MI	8,005 $\pm$ 3,472	13,672 $\pm$ 7,773	t=-2,231	0,036*
		MA	0,811 $\pm$ 0,627	1,825 $\pm$ 3,813	U=65,000	0,733
	RF	MI	6,294 $\pm$ 5,613	3,331 $\pm$ 2,897	U=39,000	0,104
		MA	1,389 $\pm$ 0,756	1,166 $\pm$ 0,740	t=0,715	0,483

### 3.3.2 Variáveis relacionadas com o deslocamento do CoP

Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre grupos em nenhuma das variáveis relacionadas com a oscilação do CoP. Apesar disso, o membro contralesional mostrou tendência para menores intervalos de tempo até à estabilização do CoP e para um maior tempo de transição entre o *landing* e o apoio unipodálico (tabela IX), bem como para maior amplitude de deslocamento (componente AP) e maior amplitude de desvio padrão (componente ML) do CoP em apoio unipodálico após estabilização (tabela X).

**Tabela IX:** Valores da média  $\pm$  desvio padrão ( $\bar{x} \pm \sigma$ ) para as variáveis: intervalo de tempo ( $\Delta T$ ) de transição do apoio bipodálico para unipodálico -  $\Delta T$  landing - apoio unipodálico;  $\Delta T$  até estabilização do centro de pressão (CoP) em apoio unipodálico; amplitude de deslocamento (PP) do CoP até à estabilização; amplitude de desvio padrão (DP) do CoP até à estabilização. Variáveis analisadas nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML). 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 -	
		Membro Contralesional		Membro Contralesional	
	$\bar{x} \pm \sigma$	$\bar{x} \pm \sigma$	Valor teste	Valor prova	
$\Delta T$ landing - apoio unipodálico (ms)	459,50 $\pm$ 159,50	717,50 $\pm$ 318,30	U=58,000	0,190	
$\Delta T$ Estabilização CoP (ms)	ML 1960,00 $\pm$ 1130,00	1952,00 $\pm$ 1280,00	U=98,000	1	
	AP 1400,00 $\pm$ 1020,00	980,00 $\pm$ 580,00	t=1,295	0,208	
PP Estabilização CoP (cm)	ML 2,59 $\pm$ 0,60	2,60 $\pm$ 0,79	t=-0,029	0,977	
	AP 4,81 $\pm$ 1,90	4,19 $\pm$ 1,80	t=0,859	0,400	
DP Estabilização CoP (cm)	ML 0,71 $\pm$ 0,17	0,73 $\pm$ 0,24	t=-0,263	0,795	
	AP 1,43 $\pm$ 0,56	1,16 $\pm$ 0,45	t=1,319	0,200	

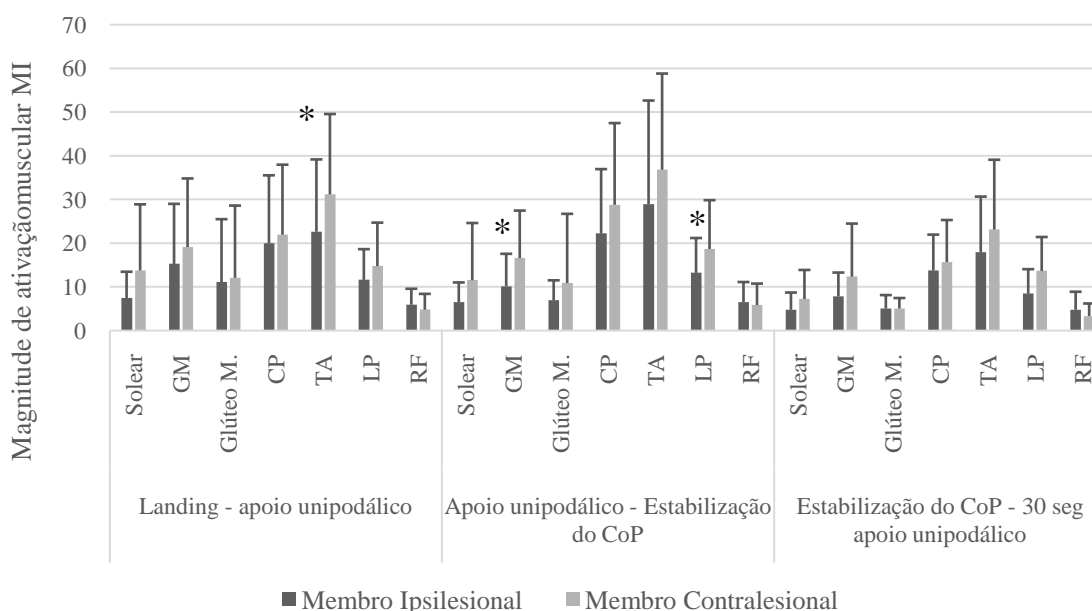
**Tabela X:** Valores da média  $\pm$  desvio padrão ( $\bar{x} \pm \sigma$ ) para as variáveis: intervalo de tempo ( $\Delta T$ ) que o centro de pressão (CoP) permanece estável após estabilização unipodálica; amplitude de deslocamento (PP) do CoP após estabilização; amplitude de desvio padrão (DP) do CoP após estabilização. Variáveis analisadas nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML). 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 -	
		Membro Contralesional		Membro Contralesional	
	$\bar{x} \pm \sigma$	$\bar{x} \pm \sigma$	Valor teste	Valor prova	
$\Delta T$ Após Estabilização CoP (ms)	ML 28760,00 $\pm$ 3090,00	28390,00 $\pm$ 2150,00	U=83,000	0,720	
	AP				
PP Após Estabilização CoP (cm)	ML 3,95 $\pm$ 1,21	3,46 $\pm$ 0,96	t=1,091	0,286	
	AP 5,51 $\pm$ 0,66	6,48 $\pm$ 2,47	U=49,000	0,123	
DP Após Estabilização CoP (cm)	ML 0,77 $\pm$ 0,22	1,56 $\pm$ 1,61	U=72,000	0,375	
	AP 1,00 $\pm$ 0,190	0,99 $\pm$ 0,21	U=62,000	0,833	

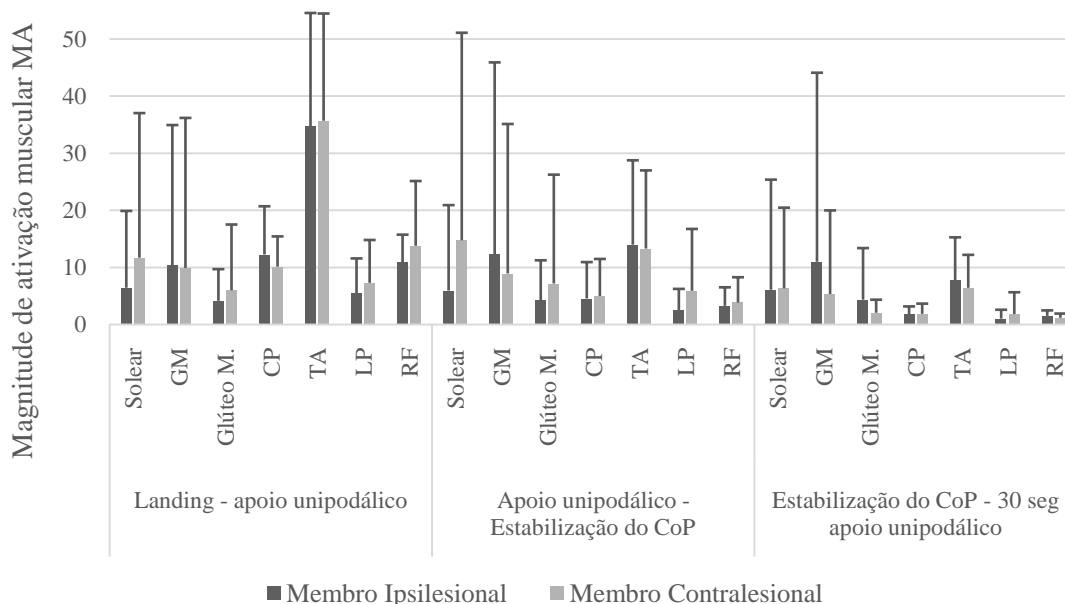
### 3.4 Comparação entre o membro ipsilesional e o membro contralesional do grupo com ICT (anexo 7)

#### 3.4.1 Magnitude de ativação muscular

A comparação dos valores de magnitude de ativação muscular entre o membro ipsilesional e o membro contralesional do grupo com ICT mostrou diferenças estatisticamente significativas no MI no músculo TA, entre os eventos *landing* e apoio unipodálico, e nos músculos GM e LP entre os eventos apoio unipodálico e estabilização do CoP, com menor magnitude no membro ipsilesional (figura 4). Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre membros no intervalo de tempo entre a estabilização do CoP e 30 seg em apoio unipodálico. Na análise dos valores descritivos é notória uma tendência para os músculos do MI, exceto o RF, apresentarem maior magnitude de ativação no membro contralesional (em todos os intervalos de tempo supramencionados) (figuras 4 e 5).



**Figura 4:** 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 *landing* – apoio unipodálico, apoio unipodálico – estabilização do CoP e estabilização do CoP – 30 segundos apoio unipodálico; comparação entre o membro ipsilesional e o membro contralesional do grupo com instabilidade crónica do tornozelo (ICT); \* $p < 0,05$ .

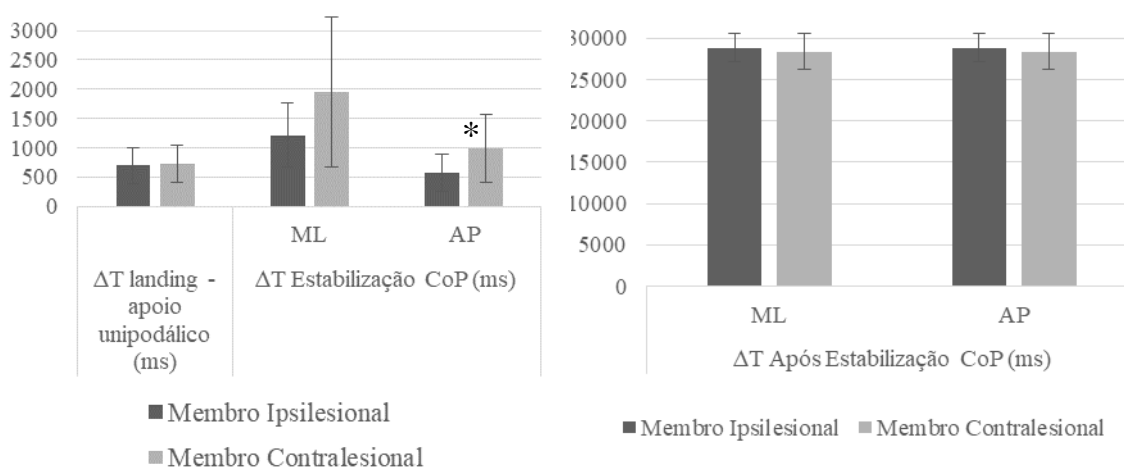


**Figura 5:** Magnitude de ativação de cada grupo muscular [solear, gastrocnêmio medial (GM), glúteo médio (Glúteo M.), curto peroneal (CP), tibial anterior (TA), longo peroneal (LP), reto femoral (RF)], no membro de apoio (MA), nos eventos *landing* – apoio unipodálico, apoio unipodálico – estabilização do CoP e estabilização do CoP – 30 segundos apoio unipodálico; comparação entre o membro ipsilesional e o membro contralesional do grupo com instabilidade crónica do tornozelo (ICT).

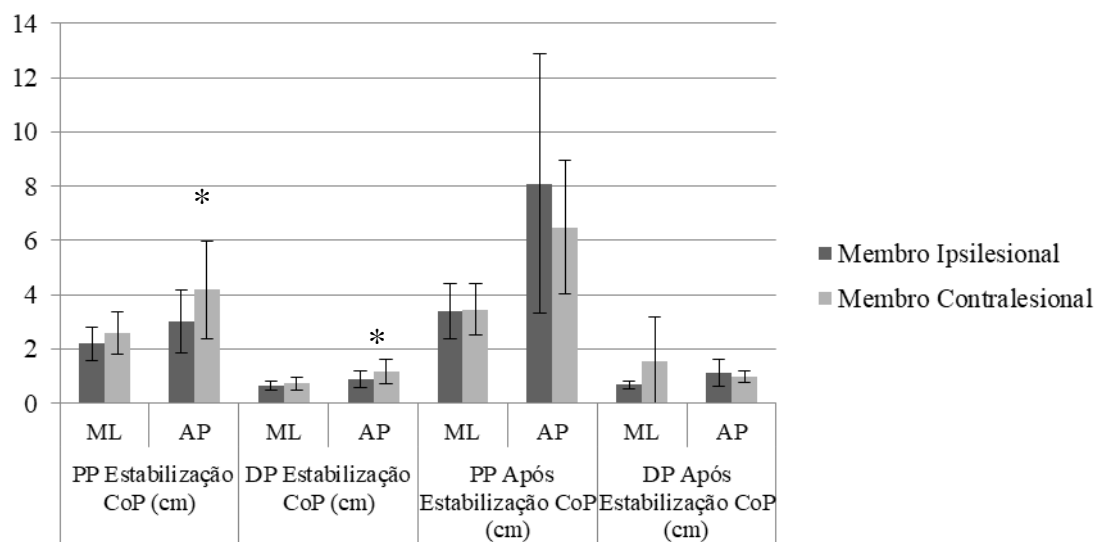
### 3.4.2 Variáveis relacionadas com o deslocamento do CoP

Na componente AP, o membro ipsilesional apresentou menores valores de tempo de estabilização, de amplitude de deslocamento e de desvio padrão comparativamente ao membro contralesional, com diferenças estatisticamente significativas. Verificou-se ainda uma tendência para maior intervalo de tempo de transição do apoio bipodálico para unipodálico, no membro contralesional (figuras 6 e 7).

No evento após a estabilização unipodálica não se verificaram diferenças estatisticamente significativas entre os membros. No entanto, no que diz respeito à amplitude de deslocamento e de desvio padrão do CoP, existiu uma tendência para valores superiores no membro ipsilesional, para a componente AP. Contrariamente, o membro contralesional apresentou maiores valores de amplitude de deslocamento e desvio padrão do CoP na direção ML, comparativamente com o ipsilesional (figuras 6 e 7).



**Figura 6:** Intervalo de tempo ( $\Delta T$ ) de transição do apoio bipodálico para unipodálico -  $\Delta T$  landing - apoio unipodálico;  $\Delta T$  até estabilização do centro de pressão (CoP) em apoio unipodálico;  $\Delta T$  que o centro de pressão (CoP) permanece estável após estabilização unipodálica. Variáveis analisadas nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML). Comparação entre o membro ipsilesional e o membro contralesional do grupo com instabilidade crónica do tornozelo (ICT); \* $p < 0,05$ .



**Figura 7:** Âplitude de deslocamento (PP) do CoP até e após a estabilização; amplitude de desvio padrão (DP) do CoP até e após a estabilização. Variáveis analisadas nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML). Comparação entre o membro ipsilesional e o membro contralesional do grupo com instabilidade crónica do tornozelo (ICT); \* $p < 0,05$ .

## 4 Discussão

O objetivo do presente estudo passou por avaliar bilateralmente os ajustes posturais envolvidos no final do SLDL, até e após a estabilização unipodálica, em superfície de apoio instável e contexto de dupla tarefa, em indivíduos com ICT. A evidência sugere a presença de alterações no controlo postural associada à ICT durante a transição de tarefas dinâmicas para estáticas, bem como na manutenção do equilíbrio em apoio unipodálico (Levin, et al., 2012; Ross, Guskiewicz, & Yu, 2005; Terada, Ball, Pietrosimone, & Gribble, 2016; Wikstrom, Tillman, & Borsa, 2005). Os resultados obtidos nesta investigação comprovam a existência de alterações nos mecanismos de controlo postural no membro ipsilesional dos indivíduos com ICT, e apontam para a presença de comprometimento do membro contralesional.

A dominância do membro inferior foi um aspeto avaliado, de forma a minimizar a sua possível influência nas variáveis utilizadas. No entanto, tal como no estudo de Mitchell, Dyson, Hale, & Abraham, (2008) não foram encontradas diferenças relevantes entre os membros dominante e não dominante (Mitchell, Dyson, Hale, & Abraham, 2008). De igual forma, a ausência de diferenças entre grupos na amplitude de dorsiflexão, mostra que este aspeto não interferiu com os resultados obtidos para o controlo postural, na medida em que a limitação da dorsiflexão constitui um factor influenciador do desempenho de tarefas dinâmicas como o *landing* (Dundas, Gutierrez, & Pozzi, 2014; Hoch, Farwell, Gaven, & Weinhandl, 2015).

A primeira fase analisada do SLDL englobou a passagem de apoio bipodálico para unipodálico, ou seja, desde o momento em que o membro que iniciou o movimento contactou a superfície instável, até ao instante em que o MA perdeu o contacto com a superfície de apoio. Em termos neuromusculares, verificaram-se menores valores de magnitude em todos os músculos avaliados, no membro ipsilesional, quando este se prepara para ficar em apoio unipodálico, comparativamente com o grupo sem ICT, com diferenças significativas na magnitude dos músculos RF e glúteo M. O membro contralesional, quando desempenhou a mesma função, mostrou também menor magnitude de ativação do RF. Estes dados demonstram que os indivíduos com ICT apresentam défice em ambos os membros inferiores no recrutamento muscular, principalmente a nível proximal, o que se repercute na diminuição da capacidade em receber carga e da estabilidade postural (Feger, Donovan, Hart, & Hertel, 2015; Fu & Hui-Chan, 2007; Lee &



Powers, 2013). De facto, estudos anteriores apontam para alterações na atividade muscular associada à ICT, não só a nível do tornozelo, mas também nos grupos musculares mais proximais, nomeadamente no RF e Glúteo M, em tarefas como o SLDL e na transição de apoio bipodálico para unipodálico (Deun, et al., 2007; Doherty C. , et al., 2014b). Apesar da afeção bilateral, o membro ipsilesional demonstrou menor magnitude de ativação no TA, quando comparado com o contralesional. Quando o membro inferior se encontra em cadeia cinética fechada, o TA controla excêntrica a eversão, para proporcionar maior estabilidade à articulação do tornozelo e previne o colapso do arco longitudinal medial do pé (Iida, Kanehisa, Inaba, & Nakazawa, 2011; Suda, Amorim, & Sacco, 2009). Assim, o seu défice de ativação pode ser um dos fatores responsáveis pela ocorrência de episódios de *giving way* e de entorses repetidas, nos indivíduos com ICT, após o contacto com superfícies irregulares (Deun, et al., 2007; Wikstrom E. , Tillman, Chmielewski, & Borsa, 2006).

*Levin, et al.*, (2012) verificou que os indivíduos com ICT apresentam maiores tempos de transição de apoio bipodálico para unipodálico, possivelmente pela antecipação da sensação de tornozelo instável durante o suporte do peso corporal (Levin, et al., 2012). Os resultados do presente estudo, apesar de não terem verificado diferenças significativas, indicam, de igual forma, uma tendência para maiores intervalos de tempo na execução desta transição, por parte dos membros ipsilesional e contralesional, comparados com o grupo sem ICT. Esta alteração poderá estar relacionada com a diminuição da capacidade dos indivíduos com ICT em desacelerarem o centro de gravidade na transição do *landing* para apoio unipodálico, bem como com o défice da capacidade de estabilidade verificada a nível neuromuscular (Fu & Hui-Chan, 2007; Ross, Guskiewicz, & Yu, 2005).

O presente estudo corrobora com a literatura recente, que demonstra a existência de alterações no controlo neuromuscular e respectivo *output* mecânico bilateralmente (tanto no membro lesionado, como no contralateral), bem como nas articulações proximais ao tornozelo envolvido (Doherty C. , et al., 2015; Hertel & Olmsted-Kramer, 2007; Santello, 2005; Terada, Ball, Pietrosimone, & Gribble, 2016). Estes dados suportam a teoria de que a ICT está relacionada com alterações do controlo postural mediadas centralmente (Hertel & Olmsted-Kramer, 2007; Wikstrom, Naik, Lodha, & Cauraugh, 2010b).

Estudos prévios têm demonstrado que os indivíduos com ICT apresentam necessidade de maiores intervalos de tempo para alcançar a estabilidade postural em apoio

unipodálico após apoio bipodálico e após o salto (Dundas, Gutierrez, & Pozzi, 2014; Gribble & Robinson, 2009; Levin, et al., 2012; Rodriguez-Merchan, 2012; Wikstrom, Tillman, & Borsa, 2005). No presente estudo, o membro ipsilesional apresentou não só menor intervalo de tempo até à estabilização do CoP em apoio unipodálico, na componente AP, comparativamente ao membro contralesional e ao grupo sem ICT, como também menor amplitude de deslocamento e de desvio padrão do CoP (direção AP). Estes resultados apontam para que o membro ipsilesional tenha maior capacidade de estabilização neste conjunto postural, no entanto, segundo *Saito, Navarro, Silva, Arie, & Peccin, (2016)*, esta situação pode ocorrer devido ao desenvolvimento de estratégias compensatórias, pelos indivíduos com ICT, para manter o CoP dentro dos limites de estabilidade (Saito, Navarro, Silva, Arie, & Peccin, 2016; Wright, Arnold, & Ross, 2016). O aumento do intervalo de tempo de transição do apoio bipodálico para unipodálico (o atraso na retirada do pé da caixa), o efeito de *learning* associado à familiarização da tarefa, bem como possíveis alterações neuromusculares noutros segmentos corporais podem estar na origem destes resultados (Ross, Guskiewicz, & Yu, 2005; Wikstrom, Tillman, & Borsa, 2005). Os dados eletromiográficos até à estabilização do CoP em apoio unipodálico mostraram um menor recrutamento dos músculos GM e CP no membro ipsilesional relativamente ao grupo sem ICT. Para além da consequência direta desta diminuição na estabilidade postural, o menor recrutamento muscular resulta numa diminuição da informação muscular propriocetiva, contribuindo ainda mais para a redução da estabilidade (Feger, Donovan, Hart, & Hertel, 2015; Santello, 2005; Sousa, Silva, & Tavares, 2012). No momento em que o membro ipsilesional se encontra em unipodálico, o membro contralesional permanece em descarga e, mostra tendência para um aumento da magnitude de todos os músculos, o que poderá constituir uma estratégia compensatória, considerando o menor tempo necessário até à estabilização e menor amplitude de deslocamento nos indivíduos com ICT (Rios, Gorges, & Santos, 2015; Saito, Navarro, Silva, Arie, & Peccin, 2016). A diminuição da estabilidade postural do membro ipsilesional no período até à estabilização do CoP é também comprovada pelas diferenças significativas na magnitude de ativação muscular do GM e LP, comparativamente com o contralesional, bem como pela tendência da diminuição da magnitude por parte do solear, CP, TA e Glúteo M (Feger, Donovan, Hart, & Hertel, 2015; McVey, Palmieri, Docherty, & Zinder, 2005).

Apesar de alguma divergência de resultados, estudos prévios parecem demonstrar que os indivíduos com ICT apresentam maior deslocamento do CoP, principalmente na

direção AP, em apoio unipodálico (Levin, et al., 2012; Nunes, et al., 2016; Saito, Navarro, Silva, Arie, & Peccin, 2016). Seria de esperar que no presente estudo, por ter envolvido uma superfície de apoio instável e o contexto de dupla tarefa, a desregulação postural envolvida na ICT se manifestasse de forma mais notória. No entanto, apesar de ter sido observada uma tendência por parte dos indivíduos com ICT, tanto no membro ipsilesional, como no contralesional, para maior amplitude de deslocamento na direção AP em apoio unipodálico, após estabilização do CoP, os resultados do presente estudo não demonstram alterações significativas entre os grupos. Esta tendência parece ter resultado, no membro ipsilesional, da diminuição da atividade dos músculos GM e CP (Ross, Guskiewicz, & Yu, 2005). Pelo contrário, o membro contralesional mostrou maior magnitude de ativação do LP possivelmente como estratégia para aumentar a estabilidade do tornozelo em carga perante a superfície instável (Levin, et al., 2012; Suda, Amorim, & Sacco, 2009). No entanto, esta compensação parece não ter sido eficiente considerando a tendência para o aumento da amplitude de deslocamento do CoP observada também neste membro. Estes resultados apontam para um comprometimento do lado contralesional em indivíduos com entorse unilateral do tornozelo, tal como verificado noutros estudos (Hertel & Olmsted-Kramer, 2007; Moisan, Descarreaux, & Cantin, 2017). Vários autores referem um aumento da atividade dos músculos proximais como estratégia compensatória para diminuição do recrutamento muscular distal, de forma a manter o equilíbrio durante o apoio unipodálico estático (Pope, et al., 2011; Rios, Gorges, & Santos, 2015). No entanto, no presente estudo não se verificou esta compensação no grupo com ICT.

As alterações bilaterais evidenciadas no presente estudo em indivíduos com ICT, tanto a nível neuromuscular, como a nível do respetivo *output* mecânico expresso por variáveis relacionadas com o deslocamento do CoP, parecem comprometer a transição de uma condição dinâmica para estática, aumentando o risco de lesão (Deun, et al., 2007; Wikstrom E. A., Tillman, Schenker, & Borsa, 2008). O conhecimento específico destas alterações constitui um contributo para direcionar a avaliação e o planeamento da intervenção em fisioterapia. Os resultados do presente estudo parecem realçar a importância de uma abordagem bilateral na reabilitação, bem como a inclusão de tarefas de transição entre situações estáticas e dinâmicas, em indivíduos com ICT (Doherty C. , et al., 2015; Hale, Fergus, Axmacher, & Kiser, 2014).

Consideram-se limitações do presente estudo a ausência de avaliação das estratégias compensatórias a nível dos membros superiores e tronco, bem como o baixo n amostral e, conseqüentemente baixo poder estatístico, que conduziu à impossibilidade da divisão entre IF e IM, cuja literatura aponta para diferenças no controlo motor (Barlow, Donovan, Hart, & Hertel, 2015; Blackburn & Padua, 2008; Brown, Padua, Marshall, & Guskiewicz, 2008). Desta forma, para estudos futuros sugere-se o controlo das limitações referidas, bem como da estratégia de compensação do aumento de tempo de retirada do pé da caixa (tempo de transição de bipodálico para unipodálico). Dado que a fadiga pode estar na origem de alterações no controlo postural em tarefas de estabilização após o *landing*, aconselha-se a avaliação dos indivíduos com ICT neste contexto (Brazen, Todd, Ambegaonkar, Wunderlich, & Peterson, 2010).

## **5 Conclusão**

Os indivíduos com ICT parecem apresentar alterações do controlo postural, em ambos os membros inferiores, após entorse unilateral do tornozelo. Os resultados do presente estudo comprovam modificações na estabilidade postural, por parte do membro ipsilesional, pela diminuição da magnitude de recrutamento muscular do Glúteo M., RF, TA, GM, CP e LP, durante toda a tarefa e por uma diminuição do tempo necessário para estabilização do CoP na direção AP, bem como menor amplitude de deslocamento e desvio padrão (AP) provavelmente resultante de estratégias compensatórias. No membro contralesional o déficit foi evidenciado por uma diminuição da magnitude do músculo RF durante a transição do *landing* para apoio unipodálico, bem como um aumento da magnitude muscular do LP após estabilização do CoP.

## **6 Agradecimentos**

À professora Andreia Sousa, no papel de orientadora, pela sua dedicação e disponibilidade; à equipa de investigação, sobretudo à Ana Rita Nunes 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.
- 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.
- Brazen, D. M., Todd, M. K., Ambegaonkar, J. P., Wunderlich, R., & Peterson, C. (July de 2010). The Effect of Fatigue on Landing Biomechanics in Single-Leg Drop Landings. *Clin J Sport Med*, 20(4), 286-292.
- 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.
- 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. (October de 2006). Changes in Lower Limb Kinematics, Kinetics, and Muscle Activity in Subjects with Functional Instability of the Ankle Joint during a Single Leg Drop Jump. *Journal of 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., Fieuws, 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

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.

Eechaute, 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.

Flevas, 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., Coglianesi, M., Glasgow, P., Reese, S., & Seeley, M. (2012). Alterations in evertor/invertor muscle activation and center of pressure trajectory in participants with functional ankle instability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *22*, 280–285.

Iida, Y., Kanehisa, H., Inaba, Y., & Nakazawa, K. (2011). Activity modulations of trunk and lower limb muscles during impact-absorbing landing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *21*, 602–609.

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.

Knapp, D., Lee, S. Y., Chinn, L., Saliba, S. A., & Hertel, J. (2011). Differential Ability of Selected Postural-Control Measures in the Prediction of Chronic Ankle Instability Status. *Journal of Athletic Training*, *46*(3), 257-262.

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.

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.

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.
- McVey, E. D., Palmieri, R. M., Docherty, C. L., & Zinder, S. M. (2005). Arthrogenic Muscle Inhibition in the Leg Muscles of Subjects Exhibiting Functional Ankle Instability. *FOOT & ANKLE INTERNATIONAL*, 26(12), 1055-1060.
- 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.
- 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.
- Nunes, G., Noronha, M., Wageck, B., Scirea, J. B., Hauptenthal, A., & Michaelsen, S. M. (2016). Movement adjustments in preparation for single-leg jumps in individuals with functional ankle instability. *Human Movement Science*, 49, 301–307.
- 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.
- Pope, M., Chinn, L., Mullineaux, D., McKeon, P., Drewes, L., & Hertel, J. (2011). Spatial postural control alterations with chronic ankle instability. *Gait & Posture*, 34, 154–158.
- 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.
- Rios, J. L., Gorges, A. L., & Santos, M. J. (2015). Individuals with chronic ankle instability compensate for their ankle deficits using proximal musculature to maintain reduced postural sway while kicking a ball. *Human Movement Science*, 43, 33–44.

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.

Saito, A. K., Navarro, M., Silva, M. F., Arie, E. K., & Peccin, M. S. (2016). Oscilação do centro de pressão plantar de atletas e não atletas com e sem entorse de tornozelo. *Rev Bras Ortop.*, 1-7.

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

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.

Vries, J. S., Kingma, I., Blankevoort, L., & Dijk, C. N. (2010). Difference in balance measures between patients with chronic ankle instability and patients after an acute ankle inversion trauma. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 18, 601–606.

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.

Wright, C. J., Arnold, B. L., & Ross, S. E. (2016). Altered Kinematics and Time to Stabilization During Drop-Jump Landings in Individuals With or Without Functional Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 51(1), 5–15.

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

2017-8-18

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.

Estaremos 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 final do SLDL em indivíduos com ICT

2017-6-18

Mecanismos de feedforward e feedback em atletas com instabilidade crónica 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? \***
- \_\_\_\_\_

[https://docs.google.com/forms/d/1urZF3gVnc5680s0\\_0QPDumBDSte4af83dQI0b8IC1tQ/edit](https://docs.google.com/forms/d/1urZF3gVnc5680s0_0QPDumBDSte4af83dQI0b8IC1tQ/edit)

3/6

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 final 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 final 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"/> 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"/> 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"/> <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

**FAOS FOOT&ANKLE SURVEY****IAPT – INQUÉRITO AO PÉ & 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

ESCOLA  
SUPERIOR  
DE SAÚDE  
POLITÉCNICO  
DO PORTO

ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DO PORTO
DATA 17 MAI 2017 N.º 1872
ENTRADA

**P. PORTO**

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 essa 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* (valor t) para amostras emparelhadas.

		Membro dominante	Membro não dominante	Valor t	Valor prova
		$\bar{x} \pm \sigma$	$\bar{x} \pm \sigma$		
<b>Grupo com ICT</b>	<b>Grupo sem ICT</b>	38,05 $\pm$ 6,16	37,26 $\pm$ 6,46	1,057	0,31
	<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 as variáveis: intervalo de tempo ( $\Delta T$ ) de transição do apoio bipodálico para unipodálico- $\Delta T$  landing - apoio unipodálico;  $\Delta T$  até estabilização do centro de pressão (CoP) e tempo que permanece estável após estabilização unipodálica; amplitude de deslocamento (PP) do CoP até à estabilização e após a estabilização unipodálica; amplitude de desvio padrão (DP) do CoP até à estabilização e após a estabilização unipodálica. Variáveis analisadas nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML). Comparação do membro dominante com o membro 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	Variável	Membro dominante	Membro não dominante	Valor Teste	Valor prova	
			$\bar{x} \pm \sigma$	$\bar{x} \pm \sigma$			
Grupo sem ICT		$\Delta T$ landing - apoio unipodálico (ms)	37,87 $\pm$ 7,29	41,00 $\pm$ 21,13	t=-0,22	0,826	
		$\Delta T$ Estabilização CoP (seg)	ML	2,37 $\pm$ 0,77	3,16 $\pm$ 1,57	t=0,372	0,716
			AP	1,91 $\pm$ 0,81	2,33 $\pm$ 1,46	t=0,198	0,846
		PP Estabilização CoP (cm)	ML	2,90 $\pm$ 0,63	2,85 $\pm$ 0,38	t=-0,273	0,791
			AP	5,74 $\pm$ 0,97	5,64 $\pm$ 1,61	t=-0,55	0,957
		DP Estabilização CoP (cm)	ML	0,81 $\pm$ 0,18	0,77 $\pm$ 0,10	t=-0,294	0,774
			AP	1,78 $\pm$ 0,61	1,45 $\pm$ 0,32	t=-0,274	0,788
		$\Delta T$ Após Estabilização CoP (seg)	ML	29,73 $\pm$ 0,61	28,96 $\pm$ 2,81	t=1,82	0,069
			AP	29,72 $\pm$ 0,60	28,96 $\pm$ 2,81	t=1,82	0,069
		PP Após Estabilização CoP (cm)	ML	3,70 $\pm$ 0,938	3,34 $\pm$ 0,51	t=2,022	0,064
	AP		5,61 $\pm$ 0,39	5,31 $\pm$ 0,61	t=0,1	0,922	

Ajustes posturais no final do SLDL em indivíduos com ICT

Grupo com ICT	Ipsilesional	<b>DP Após Estabilização CoP (cm)</b>	ML	0,72 ± 0,14	0,70 ± 0,13	t=1,906	0,079	
			AP	1,00 ± 0,10	0,99 ± 0,13	t=1,024	0,326	
		<b>ΔT landing - apoio unipodálico (ms)</b>			732,778 ± 309,095	716,667 ± 201,008	t=0,213	0,840
		<b>ΔT Estabilização CoP (seg)</b>	ML	1,318 ± 0,456	2,116 ± 0,950	t=-1,152	0,313	
			AP	0,648 ± 0,253	1,142 ± 0,526	t=-1,804	0,146	
		<b>PP Estabilização CoP (cm)</b>	ML	2,183 ± 0,559	2,328 ± 1,282	t=-0,289	0,784	
			AP	3,121 ± 0,974	3,791 ± 1,628	t=-1,435	0,211	
		<b>DP Estabilização CoP (cm)</b>	ML	0,658 ± 0,173	0,630 ± 0,337	t=0,210	0,842	
			AP	0,944 ± 0,285	1,096 ± 0,454	t=-1,048	0,343	
		<b>ΔT Após Estabilização CoP (seg)</b>	ML	29,269 ± 1,138	27,961 ± 1,885	t=1,441	0,209	
			AP	29,269 ± 1,138	27,961 ± 1,885	t=1,441	0,209	
		<b>PP Após Estabilização CoP (cm)</b>	ML	3,551 ± 0,857	4,362 ± 2,270	Z=-0,524	0,688	
	AP		7,018 ± 2,786	7,865 ± 2,812	t=-1,153	0,301		
	<b>DP Após Estabilização CoP (cm)</b>	ML	0,694 ± 0,095	1,008 ± 0,716	Z=-0,524	0,688		
		AP	1,141 ± 0,356	1,244 ± 0,399	t=-0,919	0,400		
	<b>ΔT landing - apoio unipodálico (ms)</b>			745,417 ± 343,382	699,167 ± 318,338	t=0,567	0,589	
	Contralesional	<b>ΔT Estabilização CoP (seg)</b>	ML	1,779 ± 1,486	1,661 ± 1,700	t=0,398	0,703	
			AP	1,218 ± 1,355	0,984 ± 1,309	Z=-1,820	0,078	
		<b>PP Estabilização CoP (cm)</b>	ML	2,447 ± 0,708	2,062 ± 0,592	t=1,402	0,204	
			AP	4,001 ± 2,138	3,038 ± 1,352	t=2,110	0,073	
		<b>DP Estabilização CoP (cm)</b>	ML	0,703 ± 0,251	0,625 ± 0,154	t=0,740	0,484	
			AP	1,068 ± 0,484	1,469 ± 1,680	Z=-1,260	0,250	
		<b>ΔT Após Estabilização CoP (seg)</b>	ML	28,848 ± 2,119	28,587 ± 1,961	Z=-0,524	0,688	
			AP	28,848 ± 2,119	28,587 ± 1,961	Z=-0,524	0,688	
<b>PP Após Estabilização CoP (cm)</b>		ML	4,591 ± 2,626	4,003 ± 2,184	t=1,009	0,347		
		AP	6,573 ± 3,294	7,173 ± 4,112	Z=-0,140	0,945		
<b>DP Após Estabilização CoP (cm)</b>		ML	1,097 ± 0,809	0,797 ± 0,425	Z=-1,680	0,109		
		AP	1,240 ± 0,749	1,328 ± 0,863	Z=-0,560	0,641		

**Tabela III:** 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 *landing* – apoio unipodálico, apoio unipodálico – estabilização do CoP e estabilização do CoP – 30 segundos apoio unipodálico; 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	Landing – Apoio unipodálico				Apoio unipodálico – Estabilização do CoP				Estabilização CoP – 30 seg apoio unipodálico				
		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	9,194 $\pm$ 8,536	12,736 $\pm$ 10,176	t=-1,120	0,287	10,017 $\pm$ 11,257	12,076 $\pm$ 12,166	t=-0,442	0,667	6,444 $\pm$ 5,728	7,439 $\pm$ 5,466	t=-0,489	0,636
		GM	20,465 $\pm$ 15,89	23,553 $\pm$ 14,885	t=-0,685	0,508	19,528 $\pm$ 18,030	22,862 $\pm$ 21,298	Z=-0,471	0,677	15,082 $\pm$ 8,234	13,842 $\pm$ 6,907	t=-0,382	0,712
		Glúteo M.	17,440 $\pm$ 15,247	9,751 $\pm$ 5,889	Z=-1,883	0,064	15,892 $\pm$ 18,351	8,404 $\pm$ 4,218	Z=-1,255	0,233	6,910 $\pm$ 3,704	6,3 $\pm$ 3,409	t=-0,340	0,742
		CP	30,712 $\pm$ 17,116	38,572 $\pm$ 34,733	t=-0,878	0,399	35,088 $\pm$ 16,97	38,962 $\pm$ 29,005	t=-0,538	0,601	20,061 $\pm$ 9,145	22,437 $\pm$ 12,042	t=-0,538	0,603
		TA	32,231 $\pm$ 23,024	33,095 $\pm$ 17,237	t=-0,141	0,898	36,2 $\pm$ 22,362	39,99 $\pm$ 22,304	t=-0,560	0,587	20,361 $\pm$ 13,283	20,501 $\pm$ 7,268	t=-0,027	0,979
		LP	9,850 $\pm$ 6,157	18,474 $\pm$ 12,449	Z=-2,197	0,027	10,144 $\pm$ 8,861	17,138 $\pm$ 13,208	Z=-1,255	0,233	6,983 $\pm$ 4,183	9,543 $\pm$ 4,073	t=-1,917	0,087
		RF	12,639 $\pm$ 14,388	15,218 $\pm$ 19,061	Z=-0,622	0,577	9,238 $\pm$ 8,365	14,387 $\pm$ 20,595	Z=-0,089	0,966	5,214 $\pm$ 4,553	7,993 $\pm$ 11,458	Z=-0,296	0,820
	MA	Solear	4,791 $\pm$ 11,382	8,074 $\pm$ 12,259	Z=-1,490	0,151	4,724 $\pm$ 13,975	5,182 $\pm$ 9,742	Z=-0,941	0,380	0,304 $\pm$ 0,185	0,884 $\pm$ 1,077	Z=-1,988	0,049
		GM	6,560 $\pm$ 13,887	9,802 $\pm$ 19,828	t=-1,804	0,099	6,381 $\pm$ 17,973	10,265 $\pm$ 27,569	t=-1,389	0,192	0,552 $\pm$ 0,388	1,408 $\pm$ 1,805	Z=-1,580	0,131
		Glúteo M.	6,783 $\pm$ 9,168	4,048 $\pm$ 3,478	Z=-0,078	0,970	5,115 $\pm$ 7,282	3,177 $\pm$ 4,127	Z=-1,804	0,077	2,135 $\pm$ 3,576	1,233 $\pm$ 1,380	Z=-1,784	0,084
		CP	12,075 $\pm$ 9,119	14,662 $\pm$ 13,957	t=-0,487	0,636	4,063 $\pm$ 3,528	3,165 $\pm$ 2,252	Z=-0,314	0,791	2,204 $\pm$ 3,056	1,971 $\pm$ 1,911	Z=-0,051	1
		TA	46,734 $\pm$ 37,677	37,861 $\pm$ 19,913	t=0,667	0,519	16,319 $\pm$ 20,705	9,292 $\pm$ 7,363	t=1,205	0,254	6,679 $\pm$ 8,413	4,152 $\pm$ 4,663	Z=-0,357	0,770
		LP	3,430 $\pm$ 2,644	7,821 $\pm$ 6,891	Z=-2,040	0,042	1,565 $\pm$ 2,088	4,228 $\pm$ 5,984	Z=-2,275	0,021	0,493 $\pm$ 0,547	1,012 $\pm$ 0,686	Z=-2,497	0,010
		RF	15,289 $\pm$ 14,381	14,797 $\pm$ 7,724	t=0,098	0,924	3,298 $\pm$ 3,535	4,055 $\pm$ 5,350	Z=-0,622	0,577	1,374 $\pm$ 1,199	1,282 $\pm$ 0,660	Z=-0,178	0,910
Grupo com ICT	MI	Solear	9,549 $\pm$ 6,155	20,178 $\pm$ 17,473	t=-1,227	0,287	7,701 $\pm$ 5,113	9,851 $\pm$ 6,171	t=-0,642	0,556	4,430 $\pm$ 2,767	8,058 $\pm$ 9,861	t=-0,806	0,466
		GM	20,421 $\pm$ 20,889	26,860 $\pm$ 22,601	t=-1,272	0,272	9,097 $\pm$ 4,456	18,588 $\pm$ 14,853	t=-1,815	0,144	6,717 $\pm$ 5,283	15,182 $\pm$ 16,495	t=-1,622	0,180
		Glúteo M.	6,116 $\pm$ 4,136	8,822 $\pm$ 3,815	t=-2,258	0,087	4,009 $\pm$ 2,187	5,669 $\pm$ 3,966	t=-1,903	0,130	3,438 $\pm$ 2,507	4,315 $\pm$ 2,838	t=-1,135	0,320
		CP	13,394 $\pm$ 7,623	30,348 $\pm$ 21,215	t=-1,993	0,117	17,987 $\pm$ 10,837	31,841 $\pm$ 21,626	t=-2,175	0,095	13,315 $\pm$ 7,164	18,675 $\pm$ 11,745	t=-1,576	0,190
		TA	15,769 $\pm$ 9,997	34,780 $\pm$ 23,548	t=-2,387	0,075	24,300 $\pm$ 17,298	38,435 $\pm$ 27,848	t=-1,432	0,226	13,701 $\pm$ 7,756	23,422 $\pm$ 21,595	t=-1,135	0,320
		LP	9,084 $\pm$ 6,836	22,611 $\pm$ 11,585	t=-2,745	0,052	11,075 $\pm$ 6,925	21,442 $\pm$ 13,288	Z=-2,023	0,063	7,450 $\pm$ 3,653	11,014 $\pm$ 4,471	Z=-2,023	0,063
		RF	6,455 $\pm$ 1,487	6,031 $\pm$ 4,518	t=0,175	0,869	7,492 $\pm$ 3,488	6,683 $\pm$ 5,185	t=0,308	0,774	5,899 $\pm$ 4,768	4,174 $\pm$ 3,805	t=0,706	0,519
	MA	Solear	10,431 $\pm$ 20,571	12,722 $\pm$ 25,595	Z=-0,944	0,438	10,811 $\pm$ 23,385	13,830 $\pm$ 30,685	Z=-1,483	0,188	12,776 $\pm$ 27,762	6,662 $\pm$ 15,392	Z=-0,135	1
		GM	18,760 $\pm$ 39,357	18,658 $\pm$ 40,293	Z=-1,753	0,125	24,893 $\pm$ 53,939	17,417 $\pm$ 40,060	Z=-0,405	0,813	24,628 $\pm$ 53,481	9,559 $\pm$ 21,693	Z=-0,944	0,438
		Glúteo M.	2,414 $\pm$ 2,203	4,047 $\pm$ 2,570	t=-1,472	0,215	2,598 $\pm$ 3,718	2,656 $\pm$ 1,482	t=-0,045	0,966	3,339 $\pm$ 5,727	1,500 $\pm$ 1,211	Z=-0,135	1
		CP	8,197 $\pm$ 1,789	12,052 $\pm$ 5,475	t=-1,863	0,136	2,814 $\pm$ 2,555	2,896 $\pm$ 0,915	t=-0,073	0,946	18,106 $\pm$ 39,645	1,693 $\pm$ 1,283	t=0,995	0,365
		TA	39,076 $\pm$ 23,699	40,758 $\pm$ 21,487	t=-0,225	0,833	14,676 $\pm$ 17,679	11,691 $\pm$ 8,076	t=0,631	0,563	11,403 $\pm$ 8,911	9,660 $\pm$ 7,962	t=0,459	0,670
		LP	4,452 $\pm$ 6,963	6,857 $\pm$ 5,886	t=-1,243	0,282	2,816 $\pm$ 5,189	5,787 $\pm$ 10,762	Z=-2,023	0,063	1,255 $\pm$ 1,906	2,668 $\pm$ 5,596	Z=-0,944	0,438

Ajustes posturais no final do SLDL em indivíduos com ICT

Contralesional	RF	9,110 ± 3,013	13,907 ± 10,937	t=-1,067	0,346	2,304 ± 1,957	3,150 ± 1,762	t=-1,679	0,168	1,442 ± 0,770	1,514 ± 0,909	t=-0,226	0,832	
	Solear	9,755 ± 13,079	6,716 ± 6,282	Z=-0,840	0,461	12,620 ± 16,377	6,248 ± 4,475	t=1,192	0,272	7,207 ± 4,570	5,308 ± 5,013	t=1,358	0,223	
	MI	GM	14,308 ± 7,819	13,367 ± 7,911	t=0,242	0,816	15,351 ± 8,510	11,461 ± 9,226	t=1,524	0,171	11,272 ± 9,946	9,0 ± 6,096	t=0,989	0,361
	Glúteo M.	14,128 ± 21,175	14,835 ± 18,390	Z=-0,140	0,945	14,182 ± 19,718	8,882 ± 5,096	Z=-0,140	0,945	5,932 ± 2,014	6,519 ± 3,091	t=-0,442	0,674	
	CP	15,973 ± 8,360	21,271 ± 19,227	t=-0,787	0,461	26,625 ± 17,770	21,106 ± 17,100	t=0,788	0,461	12,900 ± 1,795	10,793 ± 9,232	t=0,483	0,654	
	TA	28,899 ± 15,770	23,319 ± 17,247	t=1,417	0,199	35,814 ± 19,587	27,064 ± 25,470	t=1,058	0,325	20,637 ± 12,198	18,943 ± 15,435	t=-0,338	0,747	
	LP	9,863 ± 4,675	12,924 ± 7,574	t=-1,210	0,266	16,9778 ± 10,204	14,846 ± 8,776	t=0,769	0,467	10,123 ± 6,044	9,372 ± 7,034	t=0,251	0,810	
	RF	3,930 ± 2,882	3,494 ± 1,201	t=0,464	0,659	5,263 ± 5,063	3,439 ± 1,278	t=1,009	0,352	2,036 ± 1,275	2,469 ± 1,582	t=-0,449	0,672	
	MA	Solear	10,919 ± 26,861	3,926 ± 7,067	Z=-0,280	0,844	15,416 ± 42,188	2,883 ± 6,626	Z=-0,700	0,547	6,046 ± 14,190	1,901 ± 4,415	Z=-1,014	0,375
	GM	3,296 ± 2,949	5,115 ± 8,169	Z=-0,420	0,742	2,564 ± 4,323	4,364 ± 9,570	Z=-0,280	0,844	1,703 ± 1,884	2,780 ± 5,671	t=-0,555	0,599	
	Glúteo M.	7,490 ± 15,389	5,210 ± 6,828	Z=-0,700	0,547	10,564 ± 25,372	5,173 ± 8,628	Z=-0,140	0,945	2,525 ± 2,938	4,979 ± 11,024	Z=-0,169	0,938	
	CP	8,868 ± 5,583	12,983 ± 9,417	t=-1,517	0,180	6,555 ± 8,804	6,125 ± 8,403	t=0,240	0,818	2,015 ± 2,325	1,356 ± 1,243	t=0,852	0,433	
	TA	32,735 ± 19,044	31,939 ± 18,258	t=0,119	0,909	14,660 ± 17,489	13,529 ± 13,978	t=0,408	0,696	4,946 ± 2,700	4,265 ± 5,125	t=0,537	0,611	
	LP	7,872 ± 9,128	6,174 ± 5,813	Z=-0,140	0,945	5,964 ± 11,635	2,363 ± 2,808	Z=-0,840	0,461	1,102 ± 1,289	0,825 ± 0,800	t=0,904	0,401	
RF	11,212 ± 10,971	10,408 ± 3,738	t=0,211	0,840	3,644 ± 5,720	3,585 ± 4,084	t=0,082	0,937	0,908 ± 0,580	1,714 ± 1,255	t=-1,457	0,205		

**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 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 *landing* – apoio unipodálico, apoio unipodálico – estabilização do CoP e estabilização do CoP – 30 segundos apoio unipodálico; 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			
	$\bar{x} + \sigma$	$\bar{x} + \sigma$					
<i>Landing</i> – Apoio unipodálico	Solear	MI	7,443 $\pm$ 6,053	13,764 $\pm$ 15,146	t=-1,614	0,133	
		MA	6,428 $\pm$ 13,455	11,692 $\pm$ 25,324	Z=-0,734	0,497	
	GM	MI	15,275 $\pm$ 13,741	19,136 $\pm$ 15,698	t=-1,002	0,336	
		MA	10,364 $\pm$ 24,556	9,880 $\pm$ 26,294	Z=-0,664	0,542	
	Glúteo M.	MI	11,128 $\pm$ 14,391	12,087 $\pm$ 16,542	Z=-0,804	0,455	
		MA	4,135 $\pm$ 5,552	5,978 $\pm$ 11,526	Z=-0,314	0,787	
	CP	MI	20,009 $\pm$ 15,540	21,963 $\pm$ 16,018	t=-0,659	0,523	
		MA	12,244 $\pm$ 8,453	10,115 $\pm$ 5,303	t=0,379	0,712	
	TA	MI	22,639 $\pm$ 16,543	31,161 $\pm$ 18,406	t=-2,587	0,024*	
		MA	34,684 $\pm$ 19,868	35,672 $\pm$ 18,785	t=-0,236	0,818	
	LP	MI	11,639 $\pm$ 7,019	14,766 $\pm$ 9,958	t=-1,008	0,333	
		MA	5,512 $\pm$ 6,056	7,290 $\pm$ 7,502	Z=-0,943	0,376	
	RF	MI	5,949 $\pm$ 3,645	4,805 $\pm$ 3,623	t=-0,071	0,945	
		MA	10,872 $\pm$ 4,851	13,774 $\pm$ 11,346	t=-0,871	0,402	
	Apoio unipodálico – Estabilização do CoP	Solear	MI	6,550 $\pm$ 4,500	11,555 $\pm$ 13,081	Z=-0,943	0,376
			MA	5,932 $\pm$ 14,967	14,736 $\pm$ 36,348	Z=-1,503	0,146
		GM	MI	10,119 $\pm$ 7,476	16,596 $\pm$ 10,883	t=-2,377	0,035*
			MA	12,260 $\pm$ 33,635	8,930 $\pm$ 26,182	Z=-0,664	0,542
Glúteo M.		MI	6,924 $\pm$ 4,601	10,908 $\pm$ 15,831	Z=-0,943	0,376	
		MA	4,183 $\pm$ 7,052	7,160 $\pm$ 19,078	Z=-0,384	0,735	
CP		MI	22,232 $\pm$ 14,735	28,799 $\pm$ 18,695	t=-1,863	0,089	
		MA	4,545 $\pm$ 6,378	4,967 $\pm$ 6,507	Z=-0,157	0,910	
TA		MI	28,927 $\pm$ 23,729	36,822 $\pm$ 22,002	t=-1,764	0,103	
		MA	13,970 $\pm$ 14,781	13,284 $\pm$ 13,697	t=0,185	0,856	
LP		MI	13,230 $\pm$ 7,979	18,695 $\pm$ 11,167	t=-2,366	0,036*	
		MA	2,538 $\pm$ 3,691	5,889 $\pm$ 10,837	Z=-1,922	0,057	
RF		MI	6,537 $\pm$ 4,601	5,855 $\pm$ 4,929	t=-0,486	0,637	
		MA	3,257 $\pm$ 3,251	3,843 $\pm$ 4,426	t=-0,835	0,422	
Estabilização do CoP – 30seg apoio unipodálico	Solear	MI	4,780 $\pm$ 3,956	7,241 $\pm$ 6,661	Z=-1,098	0,301	
		MA	6,084 $\pm$ 17,280	6,330 $\pm$ 14,124	Z=-0,706	0,519	
	GM	MI	7,870 $\pm$ 5,437	12,348 $\pm$ 12,160	Z=-1,804	0,077	
		MA	10,982 $\pm$ 33,107	5,329 $\pm$ 14,645	Z=-0,471	0,677	
	Glúteo M.	MI	5,066 $\pm$ 3,090	5,084 $\pm$ 2,397	t=-0,028	0,979	
		MA	4,348 $\pm$ 9,083	2,052 $\pm$ 2,283	Z=-0,157	0,910	
	CP	MI	13,768 $\pm$ 8,217	15,705 $\pm$ 9,616	t=-1,402	0,194	
		MA	1,842 $\pm$ 1,319	1,854 $\pm$ 1,798	t=-0,801	0,442	
	TA	MI	17,910 $\pm$ 12,770	23,137 $\pm$ 15,970	t=-1,112	0,290	
		MA	7,786 $\pm$ 7,474	6,413 $\pm$ 5,778	t=0,196	0,848	
	LP	MI	8,485 $\pm$ 5,594	13,672 $\pm$ 7,773	t=-1,864	0,089	
		MA	1,015 $\pm$ 1,56	1,825 $\pm$ 3,813	Z=-1,726	0,092	
	RF	MI	4,777 $\pm$ 4,145	3,331 $\pm$ 2,897	Z=-0,711	0,520	
		MA	1,500 $\pm$ 0,965	1,166 $\pm$ 0,740	Z=-0,889	0,413	

**Tabela II:** Valores da média  $\pm$  desvio padrão ( $\bar{x} \pm \sigma$ ) para as variáveis: intervalo de tempo ( $\Delta T$ ) de transição do apoio bipodálico para unipodálico -  $\Delta T$  landing - apoio unipodálico;  $\Delta T$  até estabilização do centro de pressão (CoP) em apoio unipodálico; amplitude de deslocamento (PP) do CoP até à estabilização; amplitude de desvio padrão (DP) do CoP até à estabilização. Variáveis analisadas nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML). 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
	$\bar{x} \pm \sigma$	$\bar{x} \pm \sigma$		
<b><math>\Delta T</math> landing - apoio unipodálico (ms)</b>	692,40 $\pm$ 303,00	717,50 $\pm$ 318,30	t=0,370	0,718
<b><math>\Delta T</math> Estabilização CoP (ms)</b>	<b>ML</b> 1210,00 $\pm$ 550,00	1950,00 $\pm$ 1280,00	Z=-1,412	0,158
	<b>AP</b> 570,00 $\pm$ 320,00	980,00 $\pm$ 580,00	t=3,113	0,010*
<b>PP Estabilização CoP (cm)</b>	<b>ML</b> 2,19 $\pm$ 0,61	2,60 $\pm$ 0,79	t=1,423	0,180
	<b>AP</b> 3,00 $\pm$ 1,16	4,19 $\pm$ 1,80	t=2,734	0,018*
<b>DP Estabilização CoP (cm)</b>	<b>ML</b> 0,63 $\pm$ 0,17	0,73 $\pm$ 0,24	t=1,193	0,256
	<b>AP</b> 0,88 $\pm$ 0,31	1,16 $\pm$ 0,45	t=2,777	0,020*

**Tabela III:** Valores da média  $\pm$  desvio padrão ( $\bar{x} \pm \sigma$ ) para as variáveis: intervalo de tempo ( $\Delta T$ ) que o centro de pressão (CoP) permanece estável após estabilização unipodálica; amplitude de deslocamento (PP) do CoP após estabilização unipodálica; amplitude de desvio padrão (DP) do CoP após estabilização unipodálica. Variáveis analisadas nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML). 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
	$\bar{x} \pm \sigma$	$\bar{x} \pm \sigma$		
<b><math>\Delta T</math> Após Estabilização CoP (ms)</b>	<b>ML</b> 28870,00 $\pm$ 1640,00	28390,00 $\pm$ 2150,00	Z=0,770	0,441
	<b>AP</b>			
<b>PP Após Estabilização CoP (cm)</b>	<b>ML</b> 3,39 $\pm$ 1,01	3,46 $\pm$ 0,96	t=0,264	0,797
	<b>AP</b> 8,10 $\pm$ 4,76	6,48 $\pm$ 2,47	Z=0,874	0,382
<b>DP Após Estabilização CoP (cm)</b>	<b>ML</b> 0,67 $\pm$ 0,13	1,56 $\pm$ 1,61	Z=-1,156	0,248
	<b>AP</b> 1,12 $\pm$ 0,50	0,99 $\pm$ 0,21	t=0,757	0,466

