

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

Isabel Maria Marques Valente

**Stiffness, coativação do antagonista e estabilidade
postural em apoio unipodálico em indivíduos com
instabilidade crónica do tornozelo**

Dissertação submetida à Escola Superior de Saúde para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia – Opção Terapia Manual Ortopédica, realizada sob a orientação científica da Professora Andreia Sofia Pinheiro de Sousa, Professora Adjunta ESS-P Porto, da Área Técnico-Científica de Fisioterapia.

dezembro de 2018

Stiffness, coativação do antagonista e estabilidade postural em apoio unipodálico em indivíduos com instabilidade crónica do tornozelo

Isabel Valente¹, Andreia Sousa²

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

²ATCFT – Área Técnico-Científica da Fisioterapia

Resumo

Introdução: A entorse do complexo articular do tornozelo (CAT) é uma das lesões traumáticas mais prevalentes no desporto, apresentado um elevado risco de desenvolver instabilidade crónica do tornozelo (ICT). Esta condição leva a alterações no controlo postural, relacionadas com a desregulação dos mecanismos de estabilização do CAT. **Objetivo(s):** Analisar o *stiffness* do tornozelo, a coativação do antagonista e medidas associadas ao centro de pressão (COP) em apoio unipodal numa superfície instável e em contexto de dupla tarefa em atletas com ICT. **Métodos:** Estudo observacional analítico transversal, constituído por uma amostra de 28 atletas, divididos em dois grupos, com e sem ICT. Foram avaliadas as forças de reação ao solo e a atividade eletromiográfica do tibial anterior (TA), peroniais (P) (longo peroneal e curto peroneal) e flexores plantares (FP) (gastrocnémio medial e solear), de ambos os membros (ipsilateral e contralateral à lesão) em apoio unipodal numa superfície instável em contexto de dupla tarefa. Foram calculadas as variáveis associadas ao deslocamento do COP, *stiffness* e coativação dos pares TA/FP e TA/P. Foi utilizado o teste de Wilcoxon para as comparações intragrupo e o teste de Mann-Whitney para as comparações intergrupo segundo um intervalo de confiança de 95% ($\alpha=0,05$). **Resultados:** Diminuição da coativação no par TA/FP no membro ipsilateral à lesão em relação ao grupo sem ICT ($p=0,005$) e ao membro contralateral à lesão do grupo com ICT ($p=0,005$). No sentido mediolateral (ML), ambos os membros do grupo com ICT apresentam um *stiffness* cerca de três vezes maior do que o verificado em indivíduos sem ICT ($p=0,001$, membro ipsilateral; $p=0,022$, membro contralateral). Ainda nesse sentido, foram encontradas diferenças estatisticamente significativas no deslocamento do rambling (RAM) ($p=0,004$) e na velocidade de deslocamento do COP ($p=0,004$), ambas no sentido da diminuição dos valores do membro ipsilateral do grupo ICT, quando comparados com indivíduos sem ICT. Foi ainda observada uma redução do desvio padrão do RAM ($p=0,027$) no membro contralateral do grupo com ICT, na comparação entre grupos. **Conclusão:** Os indivíduos com ICT apresentam uma redução da coativação do antagonista no membro ipsilateral no par TA/FP, aumento do *stiffness* em ambos os membros no sentido ML e uma redução do deslocamento e velocidade do RAM também em ambos os membros.

Palavras-chave: instabilidade crónica do tornozelo, coativação do antagonista, *stiffness*, centro de pressão, controlo postural

Abstract

Background: Ankle sprain is one of the most prevalent sport injury and presents a high risk of developing chronic ankle instability (CAI). This condition leads to changes in postural control, related to the deregulation of ankle stabilization mechanisms. **Aims:** To analyse ankle stiffness, antagonist coactivation and measures associated with centre of pressure (COP) displacement in unipedal stance on an unstable surface and in a dual task context in athletes with CAI. **Methods:** Cross-sectional study involving a sample of 28 athletes, divided into two groups, with and without CAI. The ground reaction forces and the electromyographic activity of the tibialis anterior, long and short peroneals and plantar flexors of both limbs (ipsilateral and contralateral to the injury) were evaluated in unipedal stance (30 s) on an unstable surface in a double task context. The variables associated with COP displacement, stiffness and coactivation of the TA /Plantar Flexors and TA /Peroneals pairs were calculated. The Wilcoxon test was used for intragroup comparisons and the Mann-Whitney test for intergroup comparisons at a 95% confidence interval ($\alpha = 0.05$). **Results:** Decreased coactivation of TA /Plantar Flexors in the ipsilateral limb in relation to the group without CAI ($p = 0.005$) and in the contralateral limb of the CAI group ($p = 0.005$). In the mediolateral direction (ML), both limbs of the CAI group presented a stiffness about three times greater than that observed in individuals without CAI ($p = 0.001$, ipsilateral limb; $p = 0.022$, contralateral limb). Statistically significant differences were also observed in rambling (RAM) displacement ($p = 0.004$) and COP displacement velocity ($p = 0.004$), both in the sense of a decrease in the values of the ipsilateral limb of the ICT group, when compared with individuals without CAI. A reduction of the standard deviation of the RAM ($p = 0.027$) in the contralateral limb of the CAI group was observed in the comparison between groups. **Conclusion:** Individuals with CAI present a reduction in the antagonist coactivation in the ipsilateral limb in the TA/Plantar Flexors pair, increased stiffness in both limbs in the ML direction and here was a reduction in the displacement and velocity of RAM in both limbs.

Keywords: chronic ankle instability, antagonist coactivation, *stiffness*, centre of pressure, postural control

1. Introdução

A entorse lateral do tornozelo (ELT) é considerada uma das lesões traumáticas mais frequentes no desporto (Brown, Padua, Marshall, & Guskiewicz, 2008; Mitchell, Dyson, Hale, & Abraham, 2008a; Rosen, Ko, & Brown, 2015) atingindo, em Portugal, cerca de 30% dos atletas em modalidades como o futebol, basquetebol, andebol, voleibol e ginástica (Massada, Pereira, Aido, Sousa, & Massada, 2010).

Estima-se que entre 40% (Kim, Kim, Song, Han, & Richards, 2016) a 70% (Kavanagh, Bisset, & Tsao, 2012; Yeung, Kai-Ming, So MPhil, & Yuan, 1994) dos indivíduos que sofrem uma ELT desenvolvem um quadro de instabilidade crónica do tornozelo (ICT), que se traduz em défices funcionais e limitações no gesto desportivo (Kavanagh et al., 2012; Kim et al., 2016). Estes dados epidemiológicos tornam relevante

o estudo das alterações envolvidas na ICT de forma a aumentar a eficácia da reabilitação e reduzir o seu impacto económico (Verhagen, van Tulder, van der Beek, Bouter, & Mechelen, 2005).

A ICT tem sido definida por episódios frequentes e repetitivos de inversão excessiva do retropé (giving-way) (Hertel & Olmsted-Kramer, 2007) englobando dois tipos de instabilidade: a instabilidade mecânica (IMT), decorrente de alterações ligamentares, artrocinemáticas, sinoviais e/ou degenerativas (Denegar & Miller, 2002; Gehring et al., 2014; Hertel, 2002); e a instabilidade funcional. Estas duas componentes estão relacionadas entre si e têm sido associadas a disfunções do sistema de controlo postural (CP) (Gehring et al., 2014; Hertel, 2000).

Apesar dos vários estudos, não existe consenso no que diz respeito à origem da ICT, existindo várias teorias explicativas, que apontam uma causa multifatorial para esta disfunção (Gutierrez & Kaminski, 2010). A primeira teoria atribui o aparecimento da ICT à desaferenciação articular que ocorre na ELT inicial (Hale, Fergus, Axmacher, & Kiser, 2014), conjecturando que este dano resulta numa redução dos inputs aferentes e do feedback sensorial, que se repercutem em atrasos ou diminuição dos ajustes posturais compensatórios (APCs) e défices da força e da propriocepção (Caulfield & Garrett, 2002, 2004; Hale et al., 2014; Munn, Sullivan, & Schneiders, 2010; Ross, Guskiewicz, & Yu, 2005). A literatura mais recente tem apontado para a existência de modificações no processamento e integração sensorial por parte do SNC, refletindo-se em modificações nos mecanismos de controlo sensoriomotor supra-espinal (Caulfield & Garrett, 2004; Delahunt, 2007a; Hale et al., 2014). A alteração destes mecanismos é suportada pela evidência que demonstra uma diminuição da excitabilidade corticomotora descendente dos músculos estabilizadores do tornozelo (Terada, Ball, Pietrosimone, & Gribble, 2016), bem como da presença de alterações neuromusculares, em ambos os membros inferiores (ipsilateral e contralateral) (Delahunt, 2007b; Doherty et al., 2014b; Gribble et al., 2014; Terada et al., 2016). Esta evidência suporta a hipótese da existência de alterações nos comandos associados às sinergias musculares envolvidas na estabilidade postural como é o caso da coativação do antagonista (Delahunt, 2007b; Doherty et al., 2014b; Gribble et al., 2014; Terada et al., 2016). De facto, existe evidência de que indivíduos com ICT apresentam alterações bilaterais na coativação do antagonista durante as respostas de média latência em situações de inversão forçada (A. Sousa, 2018). As alterações observadas recentemente na coativação do antagonista poderão, por sua vez, estar associadas às alterações de *stiffness* demonstradas em indivíduos com ICT (Granata,

Wilson, Massimini, & Gabriel, 2004; Ludvig & Kearney, 2007; Mirbagheri, Barbeau, & Kearney, 2000).

O *stiffness* representa a resistência oferecida ao alongamento, proporcional à quantidade de energia absorvida pela articulação, tendo, por isso, grande implicação na prevenção de lesões (Needle et al., 2017). Sabe-se que, por si só, o *stiffness* passivo é uma estratégia insuficiente na estabilidade de uma articulação (Zhang, Nussbaum, & Agnew, 2015). Para complementar o *stiffness* passivo é necessária a geração de um torque de *stiffness* muscular 4 vezes superior ao articular (Needle et al., 2017), criado a partir do aumento da coativação da musculatura agonista-antagonista (Warnica, Weaver, Prentice, & Laing, 2014), para a estabilização de uma articulação. Zhang e Lang, et al., defendem que a manutenção de um adequado nível de *stiffness* na posição ortostática é necessário para a manutenção de uma relação adequada entre centro de massa (COM) e COP, e entre estes e a base de suporte (BS) (Lang & Kearney, 2014; Warnica et al., 2014; Zhang et al., 2015). Assim, o deslocamento do COM é inversamente proporcional ao *stiffness*, sendo este representativo da estabilidade de uma articulação (Needle et al., 2017). A modulação deste *stiffness* parece estar dependente da produção de ajustes passivos e ativos através sinergias antagonistas ao movimento em múltiplas articulações (Lang & Kearney, 2014; Zhang et al., 2015).

A literatura tem demonstrado que, em condições de ICT, existem alterações de CP em apoio unipodal, expresso por um aumento da velocidade e amplitude do deslocamento COP em ambos os membros (Evans, Hertel, & Sebastianelli, 2004; Munn et al., 2010). Apesar destas alterações serem empiricamente associadas a défices proprioceptivos e de processamento do SNC (Hertel & Olmsted-Kramer, 2007; Nakagawa & Hoffman, 2004), poucos são os estudos dedicados à avaliação dos mecanismos/estratégias posturais inerentes às alterações na estabilidade, observadas em apoio unipodal, em indivíduos com ICT (Nakagawa & Hoffman, 2004; Ross et al., 2005; Wikstrom, Tillman, & Borsa, 2005).

Tendo em consideração o exposto, estabeleceu-se como objetivo do presente estudo avaliar a coativação do antagonista, *stiffness* e estabilidade postural em apoio unipodal, em ambos os membros inferiores, nos indivíduos com ICT. Para dar resposta a este objetivo, serão avaliados os pares de músculos do tornozelo, o *stiffness* funcional e variáveis relacionadas com o deslocamento do COP.

2. Métodos e Procedimentos

2.1. Amostra e Desenho do Estudo

O presente estudo é um estudo observacional analítico transversal. A amostra foi selecionada de forma não probabilística e voluntária, através da resposta a um questionário de seleção e caracterização da mesma, partilhado através da ferramenta *Google Forms*.

Foram incluídos no estudo um total de 28 atletas federados e atletas estudantes da Escola Superior de Saúde (ESS), de ambos os sexos, com idades compreendidas entre os 18 e os 40 anos (Barlow, Donovan, Hart, & Hertel, 2015; Flevas et al., 2017; Linens, Ross, Arnold, Gayle, & Pidcoe, 2014). Foram avaliados atletas da região do Grande Porto, praticantes de modalidades de risco para a ELT, futebol, andebol e voleibol (Barone et al., 2011; Donovan et al., 2016; Gutierrez, Kaminski, & Douex, 2009a). Os participantes foram divididos em dois grupos de acordo com a presença/ausência de ICT: 14 apresentavam ICT unilateral (grupo com ICT) e 14 não apresentavam ICT (grupo sem ICT).

A distribuição pelos grupos cumpriu os critérios estabelecidos pelo *International Ankle Consortium* (Gribble et al., 2014). Os indivíduos foram selecionados para o grupo com ICT, caso cumprissem os seguintes critérios de inclusão: i) história de, pelo menos, uma entorse unilateral do tornozelo há mais de 12 meses, associada a sinais inflamatórios e que tenha limitado a atividade desportiva durante pelo menos um dia (Fereydounnia et al., 2016; Flevas et al., 2017; Gribble et al., 2014); ii) a última entorse surgiu há mais de 3 meses previamente à participação no estudo (Gribble et al., 2014; Terada et al., 2016; E. A. Wikstrom, S. Naik, N. Lodha, & J. H. Cauraugh, 2010); iii) história prévia de lesão no CAT com sensação de *giving-way* (episódios recorrentes e inesperados de inversão excessiva do retopé, durante o contacto inicial na marcha ou em corrida, mas que não resulta em ELT), e/ou sensação de instabilidade (Donahue, Docherty, & Riley, 2014; Fereydounnia et al., 2016; Linens et al., 2014; Van Deun, Stappaerts, Levin, Janssens, & Staes, 2011). Os episódios de instabilidade foram validados pelo *score* obtido na *Ankle Instability Instrument* (AII) (ver anexo 2) (Hiller, Refshauge, Bundy, Herbert, & Kilbreath, 2006). No grupo sem ICT foram incluídos participantes saudáveis, sem historial de entorse, de instabilidade e/ou episódios de *giving-way* em nenhum membro inferior (Feger, Donovan, Hart, & Hertel, 2015; Gribble et al., 2014).

Os critérios de exclusão foram também definidos segundo o mesmo consórcio (Gribble et al., 2014). Os participantes foram excluídos do estudo se apresentassem, pelo

menos, um dos seguintes critérios: ii) história prévia de intervenção cirúrgica ou fratura nos membros inferiores e/ou coluna lombar (Gribble et al., 2014; Van Deun et al., 2011; E. A. Wikstrom et al., 2010), ii) lesão aguda de estruturas músculo-esqueléticas, de outras articulações do membro inferior, nos 3 meses prévios ao estudo (Feger et al., 2015; Gribble et al., 2014); iii) presença de alterações vestibulares e/ou de equilíbrio já diagnosticadas (Donahue et al., 2014; Fereydounnia et al., 2016; Gribble et al., 2014); iv) história de patologia neurológica, neuromuscular, neurovascular, circulatória, cardiovascular e/ou metabólica (Feger et al., 2015; Fereydounnia et al., 2016; Koldenhoven, Feger, Fraser, Saliba, & Hertel, 2016); v) obesidade (Lohrer et al., 2015); vi) presença de dor e/ou sinais inflamatórios nos membros inferiores no momento de avaliação (Koshino et al., 2016; Linens et al., 2014; Ridder, Willems, Vanrenterghem, & Roosen, 2015). Foram também excluídos do grupo sem ICT os participantes que apresentassem história prévia de entorse.

2.2. Instrumentos

2.2.1. Questionário de seleção e caracterização da amostra

A seleção e a caracterização da amostra realizaram-se através de um questionário, executado no *Google Forms*, que permitiu aferir os critérios de elegibilidade e agrupar as informações sociodemográficas dos participantes (ver anexo 1).

2.2.2. Ankle Instability Instrument (AII)

A AII é um instrumento que permite identificar com precisão indivíduos que possuem IFT (Pederson, 2011). Este instrumento é constituído por 9 questões fechadas organizadas em três itens: gravidade da entorse de tornozelo inicial, história de instabilidade e instabilidade durante as atividades da vida diária, às quais são atribuídas respostas dicotómicas (sim/não) (Docherty, Gansneder, Arnold, & Hurwitz, 2006). Foram incluídos no grupo com IFT os indivíduos que, responderam de modo afirmativo, pelo menos a 4 das 9 questões (Hopkins, Brown, Christensen, & Palmieri-Smith, 2009). Este instrumento apresenta valores de ICC variáveis entre 0,99 e 1,00 e um coeficiente de *Kuder-Richardson* de 0,79, sugerindo uma boa consistência interna (Docherty et al., 2006).

2.2.3. *Foot and Ankle Outcome Score (FAOS), Portuguese (Brazil) versão LK1.0*

O questionário FAOS permitiu avaliar a sintomatologia e as limitações funcionais associadas à ICT (ver anexo 3) (Gribble et al., 2014). Este é autoadministrado e é constituído por 42 itens, distribuídos em 5 componentes, especificamente “Dor”, “Outros Sintomas”, “Atividades de Vida Diária”, “Desporto e Função Recreativa” e “Qualidade de Vida”. A pontuação para cada item varia entre 0 e 4, e é calculada a pontuação de cada componente variando entre 0% (sintomas extremos) e 100% (sem sintomas) (Docherty et al., 2006; Donahue et al., 2014; Eechaute, Vaes, Duquet, & Van Gheluwe, 2009). A existência de défices na realização das atividades é confirmada quando existe pontuação <75% em 3 ou mais categorias (Gribble et al., 2014). As questões deste instrumento basearam-se no *Knee Osteoarthritis Outcome Score (KOOS)*, apresentando não só boa fiabilidade intra e interobservador ($p < 0.05$) bem como boa validade para pacientes com ICT (Mizusaki, Peccin, Rodrigues, & Mizusaki, 2009).

2.2.4. *Testes Manuais Ortopédicos e Goniómetro*

Os indivíduos pertencentes ao grupo com ICT foram submetidos aos testes manuais de stress varo do calcâneo e gaveta anterior do astrágalo, com o objetivo de identificar a presença de IMT (Lohrer et al., 2015). Estudos mostram que o teste de gaveta anterior apresenta sensibilidade e especificidade de 100% e 66,67%, respetivamente (Rosen et al., 2015). Rosen, *et. al.*, (2015) verificaram valores de 49% para a sensibilidade e 78% para a especificidade do teste de varo do calcâneo (Rosen et al., 2015). Os testes acima referidos foram realizados por um fisioterapeuta, pós-graduado em terapia manual ortopédica.

O goniómetro universal BASELINE® apresenta uma precisão de 1 grau e permitiu colocar a articulação tibiotársica na amplitude de movimento de flexão plantar pretendida (10°) para a realização do teste de gaveta anterior (Parasher, Nagy, April, Phillips, & McDonough, 2012). Este instrumento aduz um ICC de 0,94 para medições em geral, sendo um instrumento com boa fiabilidade intra-observador para a avaliação da amplitude de movimento.

2.2.5. *Estadiómetro Seca® 222 e Balança Seca® 760*

Para a obtenção das medidas antropométricas, massa corporal e altura, foram utilizados uma balança e um estadiómetro. A massa corporal foi avaliada com uma balança Seca 760, com precisão de 1 quilograma (seca – Medical Scales and Measuring Systems®,

Birmingham, United Kingdom) e a altura com um estadiómetro Seca 222 com precisão de 1 milímetro (Seca – Medical Scales and Measuring Systems®, Birmingham, United Kingdom).

2.2.6. *Eletromiografia de superfície (EMG)*

A atividade eletromiográfica dos músculos Gastrocnémio Medial, Solear, Longo Peroneal, Curto Peroneal 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 1 centímetro de raio. Foi efetuada uma aplicação bipolar, com uma distância de 20mm entre as superfícies de deteção (Kavanagh et al., 2012).

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).

2.2.7. *Plataforma de Forças*

Para o cálculo do $Stiff_{orn}$ e variáveis relacionadas com o deslocamento do COP foi utilizada uma plataforma de forças (FP4060-10 Bertec® - Bertec Corporation, Columbus, U.S.A.) embutida no solo (60x40cm) ligada a um amplificador Bertec AM 6300, com ganhos predefinidos e uma frequência de amostragem de 100Hz. Este instrumento demonstra um excelente nível de fiabilidade, apresentando um ICC>0,90 (Campanini & Merlo, 2009). O sistema de plataformas está ligado ao *Qualisys Track Manager* (QTM) (Qualisys AB, Gotemburgo, Suécia) através de uma placa analógica conseguindo-se, assim, uma recolha sincronizada no tempo.

2.2.8. *Qualisys Track Manager (QTM)*

Para avaliação da altura do eixo da articulação do tornozelo foi utilizado um sistema de captação e análise cinemática *Qualisys Motion Capture Systems* (Qualisys AB,

Gothenburg, Sweden), com frequência de amostragem de 100 Hz. Para isso foram colocados marcadores refletivos nos maléolos peroneais esquerdo e direito para permitir a captação e posterior análise 3D da posição vertical do marcador, em ambos os membros inferiores. Para o processamento dos dados foi utilizado o Software *Qualisys Track Manager* e o *Acqknowledge® 3.9.0 Software*.

2.2.9. *Matlab®2017*

Foi utilizado o software *Matlab®2017 (The Mathworks, Inc., Natick, MA, USA)*, para o cálculo das variáveis em estudo, $Stiff_{om}$ e variáveis associadas ao deslocamento do COP. Foi utilizada uma rotina matemática, de forma a calcular e extrair os dados necessários. A versão utilizada foi fornecida pela Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP).

2.2.10. *Acqknowledge® 3.9.0 Software*

Foi utilizado o Software *AcqKnowledge® (Biopac Systems Inc., 42 Aero Camino, Goleta, California 93117, EUA)* para processar os dados obtidos das recolhas, de forma a obter os tempos de estabilização do COP, os timings e magnitude de ativação muscular e a altura dos maléolos laterais de cada indivíduo, valores integrados posteriormente na rotina matemática.

2.2.11. *Teste de Stroop*

O teste de *Stroop* foi aplicado com o objetivo de simular o contexto de dupla-tarefa, aproximando a tarefa em estudo à respetiva atividade desportiva e o dia-a-dia, ou seja, permite abstrair o participante da tarefa motora e orientar para outro tipo de aferências (nomeadamente visuais) (Gutierrez & Kaminski, 2010; Terada et al., 2016)

2.3. Procedimentos

Os dados utilizados para a realização deste estudo foram selecionados numa base de dados construída a partir das recolhas de outra equipa de investigação. O período experimental teve início no dia 21 de abril de 2017 e prolongou-se até ao dia 20 de maio de 2017. Os dados foram recolhidos no Centro de Estudos do Movimento e Atividades Humanas (CEMAH) da ESS, por uma equipa de investigadores, minimizando o erro inter-observador, através da distribuição e definição de tarefas específicas a cada membro.

2.3.1. Estudo Piloto

O questionário de seleção e caracterização da amostra, assim como o protocolo de avaliação em análise, foram submetidos a um estudo piloto, realizado em 4 indivíduos com características semelhantes à amostra. Não se sentiu necessidade de alterar qualquer componente do questionário da amostra ou do protocolo de avaliação.

2.3.2. Aconselhamento pré-avaliação

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

2.3.3. Dados antropométricos

No início do período experimental foram retiradas as medições antropométricas, nomeadamente medição da altura e do peso dos participantes. Através destas duas variáveis foi realizado o cálculo do IMC (quociente entre o peso corporal (kg) e altura (m) ao quadrado) (Eston & Reilly, 2009).

2.3.4. Testes manuais ortopédicos

Os testes manuais ortopédicos foram realizados por um fisioterapeuta pós-graduado em terapia manual ortopédica. Os participantes foram posicionados em decúbito dorsal, com a extremidade distal do membro inferior fora da marquesa, joelho em flexão, tibiotársica em posição neutra para a realização do teste de varo do calcâneo e em 10° de flexão plantar para o teste de gaveta anterior. No teste de varo do calcâneo é aplicada uma força manual máxima no sentido da inversão, enquanto no teste de gaveta anterior pressupõe-

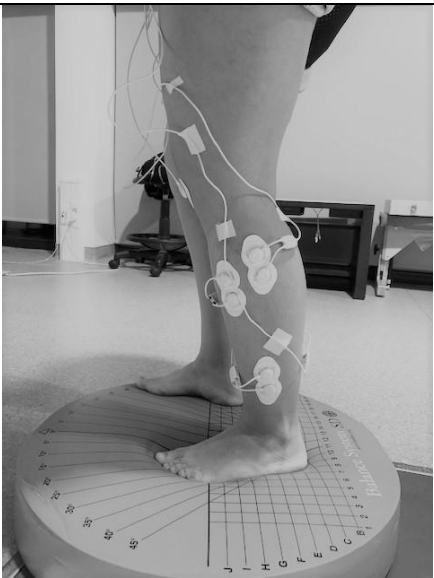
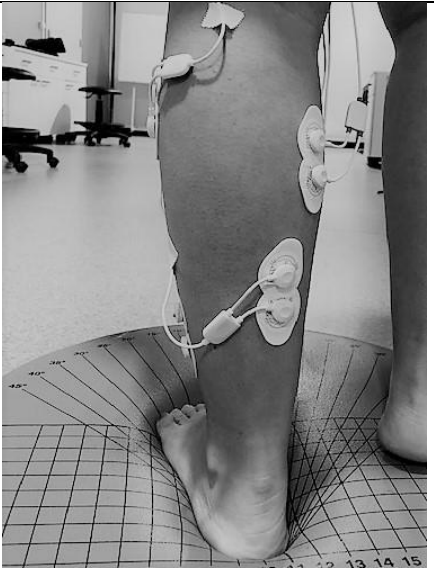
se um o deslizamento anterior do astrágalo, com estabilização na região distal da tíbia. Os participantes foram caracterizados com IMT caso apresentassem dor e/ou excesso de mobilidade em pelo menos um dos testes, quando comparados com o lado contralateral (Docherty & Rybak-Webb, 2009; Lee, Choi, Seo, Choi, & Kim, 2016; Parasher et al., 2012)

2.3.5. Preparação da amostra

Foi realizada a remoção dos pelos no ventre muscular dos músculos a serem avaliados seguida da abrasão da superfície da pele recorrendo a um gel esfoliante (Donovan et al., 2016; Feger et al., 2015; Nordin & Dufek, 2016). Por fim, foi realizada a limpeza da pele com álcool isopropílico a 97%. Estes procedimentos têm como objetivos reduzir a impedância da pele para valores inferiores a 5000 Ω e aumentar a condutividade elétrica de forma a garantir uma boa qualidade do sinal EMGs (Merletti, 2010).

A identificação dos locais onde foram colocados os elétrodos (tabela 1) foi confirmada por palpação definindo a zona mais proeminente do ventre muscular durante a contração isométrica como local para posicionar e colocar os elétrodos (Fereydounnia et al., 2016; Mil-homens & Pezarat-Correia, 2004). O elétrodo terra foi posicionado no centro da rótula (A. S. Sousa, Silva, & Santos, 2015).

Tabela 1 – Referências anatômicas para o posicionamento dos elétrodos

| Músculo | Localização dos elétrodos | |
|---------------------|--|---|
| Tibial Anterior | Terço superior da linha que une a cabeça do perônio ao maléolo medial (Fereydounnia et al., 2016; Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000) |  |
| Longo Peronial | Quarto superior da linha que une o maléolo lateral e a cabeça do perônio (Fereydounnia et al., 2016; Hermens et al., 2000; Kavanagh et al., 2012) | |
| Curto Peronial | Quarto inferior da linha que une o maléolo lateral e a cabeça do perônio. Anterior ao tendão do músculo longo peronial (Fereydounnia et al., 2016; Hermens et al., 2000) | |
| Gastrocnémio medial | Zona mais proeminente do ventre muscular (Criswell, 2010; Hermens et al., 2000; A. S. Sousa et al., 2015) |  |
| Solear | 2 cm para baixo e 2 cm no sentido lateral, a partir do gastrocnémio medial (Criswell, 2010; Hermens et al., 2000; A. S. Sousa et al., 2015) | |

2.4. Recolha de dados

A tarefa em análise envolveu a manutenção do apoio unipodal, numa superfície instável, em contexto de dupla tarefa. De forma a aproximar a tarefa da avaliação ao contexto desportivo em que o atleta não está concentrado na tarefa motora, torna-se pertinente a inclusão da dupla tarefa, associando à tarefa motora, uma tarefa cognitiva (McKeon & Hertel, 2008; Talarico et al., 2016). Ao adicionar a esta estratégia, a tarefa numa superfície instável parece, da mesma forma, exigir um aumento dos ajustes

posturais e permitir uma maior aproximação à realidade do mecanismo de lesão (Mohapatra S., Komal, & Aruin, 2014; Van Deun et al., 2011).

Para isso foi utilizada uma superfície mole de 7 cm de altura, posicionada em cima da plataforma de forças (PF) (figura 1) (Hoch, Farwell, Gaven, & Weinhandl, 2015; Kim et al., 2016). Foi ainda colocado um *placard* a 2,7 m de distância relativamente à extremidade da PF, para afixar o teste de *Stroop*.

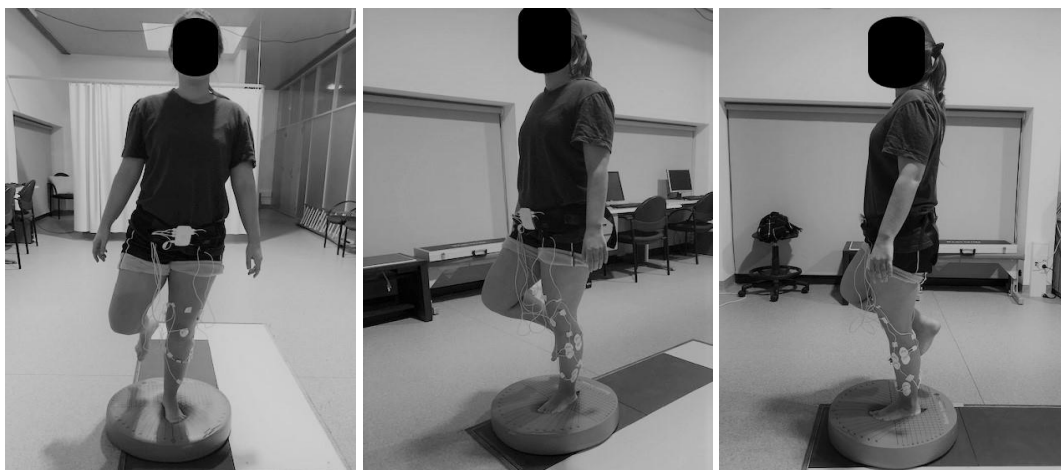


Figura 1 – Posição de apoio unipodal em superfície instável

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).

Os participantes realizaram a tarefa descalços tendo sido informados que deveriam manter-se em apoio unipodálico mantendo os membros superiores ao longo do corpo (Kulas, Hortobágyi, & DeVita, 2010; Ridder et al., 2015) e que verbalizassem o teste de *Stroop* continuamente. Para garantir que toda a tarefa fosse realizada em contexto de dupla tarefa, todos os participantes iniciaram o teste de *Stroop* 10s antes do início da recolha de dados. Os participantes foram informados que deveriam manter a posição de apoio unipodal durante 30s mantendo-se o mais estáveis possível (Doherty et al., 2014b; Nordin & Dufek, 2016). Foram efetuadas 3 repetições para cada membro inferior, alternadamente, com um intervalo de 30 s a 1 minuto de repouso, entre cada avaliação, de forma a evitar a fadiga (Brown et al., 2008; Doherty et al., 2014b; Ridder et al., 2015). Ao longo da tarefa foram recolhidos os valores das direções ântero-posterior (AP) e medio lateral (ML) das forças de reação do solo (FRS) e momentos das forças, bem como

a posição dos marcadores refletores colocados nos maléolos laterais e a atividade eletromiográfica dos músculos do tornozelo referidos acima.

A realização da tarefa foi considerada nula quando o participante: i) perdeu a estabilidade antes de completar a tarefa; ii) utilizou os membros superiores para atingir a estabilidade; iii) deslocou o pé em apoio unipodal e/ou iv) interrompeu o teste de *Stroop* ou deu respostas erradas. 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 descer um degrau foi considerado o membro dominante (Doherty et al., 2014b; Koshino et al., 2016; Kulas et al., 2010).

2.5. Processamento de dados

2.5.1. Plataforma de forças

O sinal das FRS foi filtrado através de filtro passa baixo *Butherworth* de 4ª ordem com uma frequência de corte de 8Hz (Zatsiorsky & Duarte, 1999). A fase de apoio unipodal foi definida como o intervalo de 30s após o momento de estabilização do COP. Este instante foi identificado nas direções AP e ML, tendo sido definido como o instante a partir do qual os valores observados se mantiveram entre a média da *baseline* mais ou menos 3 vezes o desvio padrão. Foi considerado para *baseline* o intervalo entre os 450 e os 500 milissegundos (ms) em relação aos instantes temporais de estabilização do COP, determinados por estimativa visual (A. S. Sousa et al., 2015).

2.5.2. $Stiff_{tom}$

O $Stiff_{tom}$ foi calculado nas direções AP e ML através da determinação do declive da reta linear de regressão entre o ângulo formado pela linha que une o COM e o eixo da articulação do tornozelo (θ_{tom}) e o momento de força do tornozelo (M_{tom}) (Figura 2) (Winter, Patla, Rietdyk, & Ishac, 2001). Para as direções AP considerou-se como ponto representativo do eixo da articulação a linha que une os dois maléolos, e para a direção ML considerou-se que o eixo de movimento se localiza ao nível do solo (articulação mediotársica, responsável pelos movimentos de pronação e supinação) (Kapandji, 2011).

Para a direção AP a altura do eixo do tornozelo foi definida através do cálculo da média da posição vertical do marcador, colocado no maléolo lateral, durante os primeiros 10 s de medição (antes da descida).

Para o cálculo do M_{torn} recorreu-se à seguinte fórmula:

$$M_{torn} = mgh . COP$$

sendo que m representa a massa do participante acima do eixo da articulação, tendo sido considerado que a massa do pé corresponde a 0,0137% da massa total (Lafond, Duarte, & Prince, 2004) e g a aceleração da gravidade. Para o cálculo do COP foi utilizada a seguinte fórmula, para as direções AP e ML:

$$COP_{AP} = (-h_{sup} . Fy + Mx) / Fz$$

$$COP_{ML} = (-h_{sup} . Fx - My) / Fz$$

onde h_{sup} representa a altura da superfície instável (0.07m), Fx e Mx a direção ML das forças e momento das forças e Fy e My a direção AP das forças e momentos das forças e Fz representa a componente vertical das FRS.

Para o cálculo do θ_{torn} foi utilizada a seguinte fórmula:

$$\theta_{torn} = COM / h_{COM}$$

sendo que o COM representa a posição do centro de massa (AP e ML) e h_{COM} a altura do CoM em relação ao eixo da articulação. Para h_{COM} considerou-se que este estaria localizado a 55% e 57%. da altura total do indivíduo, para participantes do sexo feminino e masculino, respetivamente (Chaffin, Andersson, & Martin, 2006). Para o cálculo da posição do COM AP e ML foi utilizado o método proposto por Zatsiorsky & Duarte (2000) que assume que nos momentos em que as forças horizontais são iguais a zero, as posições do COM e COP coincidem (Zatsiorsky & Duarte, 1999). Um estudo realizado por Lafond, *et. al.*, (2004), comparou este com dois outros métodos, incluindo o sistema de câmaras 3D, considerada a medida mais exata para este cálculo (Lafond et al., 2004). O trabalho de Lafond, *et. al.*, (2014) aponta para resultados similares entre o método proposto por Zatsiorsky & Duarte (2000) e o sistema de câmaras, considerando este um procedimento fidedigno para o cálculo da posição do COM (Lafond et al., 2004).

Assim, a curva representativa do deslocamento do COM foi calculada através de uma dupla integração, das posições do COP nos instantes em que as forças horizontais assumiram o valor 0. Para a construção dos resultados, foi utilizado o valor médio das 3 medições do $Stiff_{torn}$.

2.5.3. Variáveis relacionadas com o deslocamento do COP

Para as variáveis associadas ao deslocamento do COP_AP e COP_ML foram calculadas as seguintes: velocidade média de deslocamento (COP_VM), área do COP

(COP_AREA), média de deslocamento do COP (COP_Desl) e o desvio padrão (COP_DP). Estas variáveis foram calculadas de acordo com o proposto por Duarte & Freitas (2010) (tabela 2) (Duarte & Freitas, 2010).

Tabela 2- Fórmulas utilizadas na rotina *Matlab* para a obtenção das variáveis em análise

| Variável | Fórmula na rotina |
|----------------|---|
| COP_Desl (cm) | $COP_DeslAP = \max(COPAP) - \min(COPAP)$ $COP_DeslML = \max(COPML) - \min(COPML)$ |
| COP_DP (cm) | $COP_DPAP = \text{std}(COPAP)$ $COP_DPML = \text{std}(COPML)$ |
| COP_AREA (cm²) | $(vec, val) = \text{eig}(\text{cov}(COPAP, COPML))$ $COP_AREA = \pi * \text{prod}(2.4478 * \text{sqrt}(\text{svd}(val)))$ |
| COP_VM (cm/s) | $COP_VMAP = \text{sum}(\text{abs}(\text{diff}(CPap))) * \text{freqlength}(COPAP)$ $COP_VMML = \text{sum}(\text{abs}(\text{diff}(CPml))) * \text{freqlength}(COPML)$ |

Contudo importa, antes de uma análise mais aprofundada dos resultados, perceber a importância da divisão do COP em duas subdivisões. O conceito básico por trás da hipótese do ponto de equilíbrio (PE) é que o sistema nervoso central (SNC) inicia e modifica o movimento através do sistema motor, variando os seus PE de acordo com as perturbações e sempre com vista na estabilidade dos segmentos corporais (Zatsiorsky & Duarte, 1999).

A trajetória criada pela redefinição desses PE é o *rambling* (RAM), controlado centralmente. A diferença entre a trajetória reconstruída e o COP original é chamada de *trembling* (TREM) controlado periféricamente, que caracteriza o desvio do comando central causado pelas perturbações periféricas (Zatsiorsky & Duarte, 1999).

Desta forma, a avaliação destas duas variáveis permite perceber a predominância do tipo de ajustes posturais utilizados, assim como a sua magnitude em relação ao COP “original”.

Os componentes de deslocamento do COP - RAM e TREM foram obtidos de acordo com o método proposto em (Cimadoro, Paizis, Alberti, & Babault, 2013; Zatsiorsky & Duarte, 1999). Em resumo, o componente RAM expressa o movimento de um ponto de referência móvel, para o qual o equilíbrio do corpo é mantido instantaneamente. Para obter este componente, os momentos particulares em que as forças horizontais mudaram os seus sinais foram selecionados, e os instantes quando as forças horizontais eram iguais

a zero, sendo estimadas por interpolação linear. As posições do COP nesses instantes (equilíbrio instantâneo de pontos) foram determinadas. Para obter uma estimativa da trajetória da RAM, as posições discretas do PE instantâneo foram interpoladas por funções de *cubic spline* com linha de gravidade. A diferença entre as trajetórias RAM e COP foi definida como a composição TREM. O componente TREM reflete a oscilação do corpo em torno do ponto de referência (A. Sousa et al., 2016).

2.5.4. 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 dos pares TA/FP e TA/P foi calculada a média do valor do RMS nos intervalos de tempo 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*.

A estes valores, e de forma a fazer o cálculo da coativação antagonista, foi aplicada a seguinte fórmula (Falconer & Winter, 1985):

$$\text{coativação antagonista} = \frac{2 * \text{antagonista}}{\text{antagonista} + \text{agonista}} * 100$$

Considerou-se o agonista o músculo que gerou níveis de atividade mais altos durante toda a recolha, nos vários ensaios.

2.6. Ética

O presente estudo foi submetido à Comissão de Ética da ESS, tendo sido aprovado pela mesma entidade. Todos os atletas assinaram o Termo de Declaração de Consentimento Informado de Helsínquia, de forma a informar os indivíduos acerca dos objetivos, riscos e procedimentos do estudo, bem como esclarecer quaisquer dúvidas. Ainda de referir que todos os dados são confidenciais foi dada a oportunidade de recusar/interromper, sem qualquer penalização.

2.7. Estatística

O software IBM® SPSS® Statistics 25 para Windows 10® permitiu a análise estatística, com um intervalo de confiança de 95% (nível de significância $\alpha=0,05$) para todos os testes de hipóteses (Marôco, 2014). A caracterização da amostra foi elaborada através de estatística descritiva, nomeadamente mediana (como medida de tendência central), desvio interquartil (como medida de dispersão) e contagens (n amostral) (Marôco, 2014).

A normalidade das variáveis em estudos foi averiguada através do teste de Shapiro-Wilk, de modo a selecionar os testes paramétricos e/ou não paramétricos necessários (Marôco, 2014). A homogeneidade da amostra foi garantida através da realização do teste de Mann-Whitney, na variável “idade” e “IMC”, pelo teste do Qui-Quadrado na variável “Sexo” e pelo teste de Fisher na variável “Membro Dominante” (Marôco, 2014). As comparações intergrupo (membro dominante - DOM; ou membro não dominante - NDOM; do grupo com ICT com o respetivo membro no grupo sem ICT) foram realizadas com recurso ao teste de Mann-Whitney, pela ausência de normalidade nas variáveis a comparar (Marôco, 2014). No entanto, esta análise da dominância não revelou resultados significativos e por essa mesma razão, todas as variáveis no grupo de controlo foram sujeitas a uma média do valor entre os dois membros. Para a análise intragrupo (comparação entre o membro ipsilateral e o membro contralateral no grupo com ICT e comparação entre o membro DOM e NDOM do grupo sem ICT) recorreu-se ao teste de Wilcoxon para amostras emparelhadas (Marôco, 2014).

3. Resultados

3.1. Caracterização da amostra

Após o processo de seleção dos indivíduos, a amostra ficou composta por 14 indivíduos no grupo ICT e 14 indivíduos no grupo sem ICT (figura 2). Pela análise da tabela 3 é possível observar que não existem diferenças estatísticas significativas nas variáveis “Sexo” ($p=1,00$), “Idade” ($p=0,635$), “IMC” ($p=0,571$) e “Dominância” ($p=0,648$). Em relação ao grupo com ICT, verificou-se que mais de metade dos participantes apresenta instabilidade no membro NDOM (57,14%). Os indivíduos do grupo com ICT já sofreram, em média, 2 entorses prévias ao estudo sendo que o último episódio de entorse ocorreu, em média, há cerca de 2 anos. Neste grupo verificou-se ainda que, no último mês, cerca de 35,71% dos indivíduos teve sensação de *giving-way* (tabela 3).

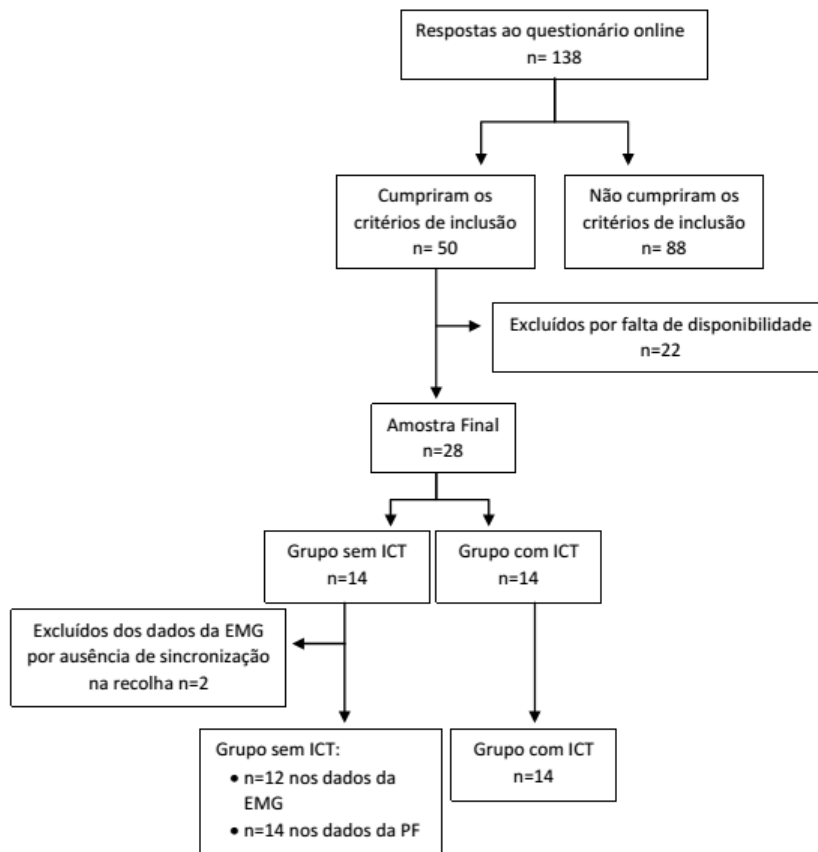


Figura 2 – Diagrama da amostra nas suas diferentes fases. (ICT- *Instabilidade crónica do tornozelo*; EMG- *Eletromiografia de superfície*; PF- *Plataforma de Forças*)

Tabela 3 - Caracterização da amostra e comparação entre grupos com e sem ICT

| | | Grupos | | Valor de Teste | p |
|---|------------------|-----------------|-----------------|-------------------|-------|
| | | Sem ICT n=14 | Com ICT n=14 | | |
| Sexo* | Feminino | 8 (57,14%) | 8 (57,14%) | X ² =0 | 1,00 |
| | Masculino | 6 (42,86%) | 6 (42,86%) | | |
| Idade (anos)** | | 22,5 ± 1,75 | 22,0 ± 2,25 | U=87,00 | 0,635 |
| IMC (Kg/m ²)** | | 23,15 ± 1,24 | 23,25 ± 1,08 | U=85,00 | 0,571 |
| Membro dominante* | Direito | 10 (71,43%) | 12 (85,71%) | | 0,648 |
| | Esquerdo | 4 (28,57%) | 2 (14,29%) | | |
| Membro com instabilidade* | Dominante | | 6 (42,86%) | | |
| | Não Dominante | | 8 (57,14%) | | |
| | | | | | |
| Nº de entorses prévias** | | | 2,0 ± 1,125 | | |
| Última entorse (meses)** | | | 24,0 ± 15,125 | | |
| Última sensação de <i>giving away</i> * (meses) | <1 | | 5 (35,71%) | | |
| | 1-6 | | 1 (7,14%) | | |
| | 6-12 | | 3 (21,43%) | | |
| | 12-24 | | 3 (21,43%) | | |
| | >24 | | 2 (14,29%) | | |
| Presença de instabilidade mecânica* | Sim | | 11 (78,6%) | | |
| | Não | | 3 (21,4%) | | |
| Score FAOS* | 0 subescala <75% | | 7 (50,00%) | | |
| | 1 subescala <75% | | 0 | | |
| | 2 subescala <75% | | 0 | | |
| | 3 subescala <75% | | 3 (21,43%) | | |
| | 4 subescala <75% | | 4 (28,57%) | | |
| | 5 subescala <75% | | 0 | | |

*n(%); **mediana ± desvio interquartil; X²: Teste do Qui-Quadrado; U: Teste de Mann-Whitney; f: Teste Exato de Fisher; IMC: Índice de Massa Corporal

3.2. Análise das variáveis relativas ao *Stiffness* e Coativação do antagonista

3.2.1. Sentido AP

Pela análise da tabela 4, é possível observar que ocorreram diferenças estatisticamente significativas na coativação do par TA/Flexores Plantares, no músculo antagonista entre os membros ipsilateral do grupo com ICT e o grupo sem ICT ($p= 0,005$) e entre os membros ipsi e contralateral do grupo com ICT ($p=0,005$) no sentido da diminuição no membro ipsilateral. Nas variáveis *stiffness* foram observados valores tendencialmente inferiores no com ICT, no entanto, sem diferenças estatisticamente significativas quando comparadas com indivíduos sem ICT.

3.2.2. Sentido ML

Relativamente ao *stiffness*, ambos os membros do grupo com ICT apresentam um *stiffness* cerca de três vezes maior do que o verificado em indivíduos sem ICT ($p= 0,001$ no membro ipsilateral e $p=0,022$ no membro contralateral), com diferenças estatisticamente significativas (Tabela 4). Já ao nível da coativação do antagonista observa-se uma tendência para valores inferiores em indivíduos com ICT, em ambos os membros sem diferenças estatisticamente significativas.

3.3. Análise das variáveis relativas ao COP

Pela análise da tabela 5, é possível observar que não existem diferenças significativas de valores na direção AP. Na direção ML foram encontradas diferenças estatisticamente significativas nas variáveis deslocamento do RAM ($p=0,004$) e da velocidade de deslocamento do COP ($p= 0,004$) (Tabela 6), ambas no sentido da diminuição dos valores no membro ipsilateral em indivíduos com ICT, quando comparados com indivíduos sem ICT. Foi ainda observada uma redução do desvio padrão do deslocamento ($p= 0,027$) do RAM no membro contralateral do grupo ICT relativamente ao grupo sem ICT.

As restantes variáveis, apesar de não terem valores estatisticamente significativos, observa-se uma tendência global que acompanha os resultados acima, ou seja, tendem a estar reduzidas no membro ipsilesional, em indivíduos com ICT, quando comparamos com indivíduos sem ICT.

Tabela 4 – Medidas descritivas e testes estatísticos intragrupo e intergrupo nas variáveis *stiffness* e coativação, nos sentidos ântero-posterior (par TA/Flexores Plantares) e mediolateral (par TA/Peroniais)

| Direção | Variável | Grupo Controlo | | Grupo ICT | | | Z | p | <i>Ipsilateral vs Contralateral</i> | |
|---------|---------------------------|----------------|----------------------------|---------------|----------------|----------------------------|---------------|--------------|-------------------------------------|--------------|
| | | <i>Mediana</i> | <i>Desvio-Interquartis</i> | Membro | <i>Mediana</i> | <i>Desvio-Interquartis</i> | | | K | p |
| AP | <i>Stiffness (Nm/rad)</i> | 1791,340 | 2593,980 | Ipsilateral | 744,350 | 3073,76 | -0,203 | 0,865 | -0,594 | 0,552 |
| | | | | Contralateral | 1148,050 | 995,250 | -0,782 | 0,459 | | |
| | Coativação (%) | 60,5 | 18,0 | Ipsilateral | 44,0 | 21,8 | -2,762 | 0,005 | -2,831 | 0,005 |
| | | | | Contralateral | 59,5 | 44,0 | -0,529 | 0,603 | | |
| ML | <i>Stiffness (Nm/rad)</i> | 1331,640 | 1499,800 | Ipsilateral | 3293,665 | 3246,41 | -3,100 | 0,001 | -0,175 | 0,861 |
| | | | | Contralateral | 3644,505 | 2855,49 | -2,228 | 0,022 | | |
| | Coativação (%) | 74,0 | 18,0 | Ipsilateral | 65,5 | 37,8 | -1,518 | 0,137 | -0,534 | 0,593 |
| | | | | Contralateral | 69,5 | 24,5 | -1,494 | 0,137 | | |

*AP: ântero-posterior; ML: médio-lateral; Z: Teste de Wilcoxon; U/K: Teste de Mann-Whitney

Tabela 5 – Medidas descritivas e testes estatísticos intragrupo e intergrupo nas variáveis relacionadas com o COP, no sentido ântero-posterior

| Sentido | Variável | | Grupo Controlo | | Grupo ICT | | | Z | p | Ipsilateral vs Contralateral | |
|---------|-------------------|------|----------------|---------------------|---------------|---------|---------------------|--------|-------|------------------------------|-------|
| | | | Mediana | Desvio-Interquartis | Membro | Mediana | Desvio-Interquartis | | | K | p |
| AP | Deslocamento (cm) | COP | 3,897 | 0,656 | Ipsilateral | 4,197 | 3,643 | -0,092 | 0,946 | -0,596 | 0,551 |
| | | | | | Contralateral | 3,965 | 1,972 | -0,834 | 0,427 | | |
| | | RAM | 0,208 | 0,127 | Ipsilateral | 0,189 | 0,100 | -0,689 | 0,511 | -1,036 | 0,300 |
| | | | | | Contralateral | 0,226 | 0,264 | -0,023 | 0,982 | | |
| | | TREM | 3,950 | 1,400 | Ipsilateral | 3,881 | 0,988 | -0,689 | 0,511 | -1,538 | 0,124 |
| | | | | | Contralateral | 4,412 | 1,281 | -1,057 | 0,306 | | |
| | CoP_DP (cm) | COP | 0,780 | 0,179 | Ipsilateral | 0,822 | 0,619 | -0,253 | 0,804 | -1,287 | 0,198 |
| | | | | | Contralateral | 0,757 | 0,226 | -0,735 | 0,482 | | |
| | | RAM | 0,100 | 0,025 | Ipsilateral | 0,086 | 0,050 | -1,648 | 0,114 | -0,035 | 0,972 |
| | | | | | Contralateral | 0,100 | 0,060 | -0,706 | 0,511 | | |
| | | TREM | 0,800 | 0,030 | Ipsilateral | 0,792 | 0,139 | -1,293 | 0,210 | -0,847 | 0,397 |
| | | | | | Contralateral | 0,800 | 0,256 | -0,693 | 0,511 | | |
| | CoP_VM (cm/s) | COP | 24,242 | 4,243 | Ipsilateral | 22,875 | 9,277 | -0,643 | 0,541 | -0,785 | 0,433 |
| | | | | | Contralateral | 23,237 | 10,115 | -0,597 | 0,571 | | |
| | | RAM | 0,230 | 0,125 | Ipsilateral | 0,145 | 0,101 | -0,832 | 0,427 | -1,049 | 0,294 |
| | | | | | Contralateral | 0,171 | 0,177 | -0,294 | 0,793 | | |
| | | TREM | 24,10 | 8,075 | Ipsilateral | 22,498 | 7,560 | -0,414 | 0,701 | -1,412 | 0,158 |
| | | | | | Contralateral | 25,226 | 8,125 | -1,332 | 0,194 | | |
| | CoP_AREA* (cm2) | COP | 9,250 | 5,375 | Ipsilateral | 10,020 | 10,293 | -0,368 | 0,734 | -0,534 | 0,594 |
| | | | | | Contralateral | 9,285 | 10,780 | -0,459 | 0,667 | | |
| | | RAM | 0,073 | 0,263 | Ipsilateral | 0,135 | 0,327 | -0,735 | 0,482 | -0,524 | 0,600 |
| | | | | | Contralateral | 0,147 | 0,135 | -1,011 | 0,329 | | |
| | | TREM | 9,650 | 5,720 | Ipsilateral | 10,485 | 5,575 | -0,505 | 0,635 | -1,344 | 0,179 |
| | | | | | Contralateral | 10,834 | 8,868 | -0,276 | 0,804 | | |

*a variável COP_AREA (área do COP) não apresenta componente separada AP e ML, pelo que o seu valor só é apresentado uma vez, no presente quadro; AP: ântero-posterior; COP_DP: desvio padrão do deslocamento do COP; COP_VM: velocidade média do deslocamento do COP; COP_AREA: área do deslocamento do COP; Z: Teste de Wilcoxon; U/K: Teste de Mann-Whitney

Tabela 6 - Medidas descritivas e testes estatísticos intragrupo e intergrupo nas variáveis relacionadas com o COP, no sentido mediolateral

| Sentido | Variável | | Grupo Controlo | | Grupo ICT | | | Z | p | Ipsilateral vs Contralateral | |
|---------|-------------------|------|----------------|---------------------|---------------|---------|---------------------|---------------|--------------|------------------------------|-------|
| | | | Mediana | Desvio-Interquartis | Membro | Mediana | Desvio-Interquartis | | | K | p |
| ML | Deslocamento (cm) | COP | 3,045 | 1,319 | Ipsilateral | 2,909 | 1,257 | -1,241 | 0,227 | -0,722 | 0,470 |
| | | | | | Contralateral | 2,754 | 1,173 | -1,516 | 0,137 | | |
| | | RAM | 0,306 | 0,129 | Ipsilateral | 0,149 | 0,216 | -2,825 | 0,004 | -1,067 | 0,286 |
| | | | | | Contralateral | 0,190 | 0,222 | -1,390 | 0,178 | | |
| | | TREM | 3,207 | 1,102 | Ipsilateral | 3,078 | 1,271 | -0,827 | 0,427 | -0,534 | 0,594 |
| | | | | | Contralateral | 3,221 | 1,587 | -0,460 | 0,667 | | |
| | CoP_DP (cm) | COP | 0,663 | 0,205 | Ipsilateral | 0,639 | 0,212 | -1,011 | 0,329 | -0,659 | 0,510 |
| | | | | | Contralateral | 0,646 | 0,251 | -0,551 | 0,603 | | |
| | | RAM | 0,101 | 0,001 | Ipsilateral | 0,080 | 0,065 | -2,566 | 0,014 | -0,282 | 0,778 |
| | | | | | Contralateral | 0,100 | 0,057 | -2,297 | 0,027 | | |
| | | TREM | 0,700 | 0,022 | Ipsilateral | 0,688 | 0,195 | -0,554 | 0,603 | -0,847 | 0,397 |
| | | | | | Contralateral | 0,697 | 0,194 | -0,461 | 0,667 | | |
| | CoP_VM (cm/s) | COP | 35,987 | 10,365 | Ipsilateral | 34,048 | 6,293 | -0,919 | 0,376 | -0,220 | 0,826 |
| | | | | | Contralateral | 32,769 | 12,100 | -1,149 | 0,265 | | |
| | | RAM | 0,250 | 0,140 | Ipsilateral | 0,086 | 0,133 | -2,825 | 0,004 | -1,161 | 0,245 |
| | | | | | Contralateral | 0,122 | 0,209 | -1,111 | 0,285 | | |
| | | TREM | 35,150 | 7,550 | Ipsilateral | 32,177 | 18,326 | -0,804 | 0,427 | -0,345 | 0,730 |
| | | | | | Contralateral | 33,641 | 10,319 | -0,092 | 0,946 | | |

*a variável COP_AREA (área do COP) não apresenta componente separada AP e ML, pelo que o seu valor só é apresentado uma vez, no presente quadro; ML: médio-lateral; COP_DP: desvio padrão do deslocamento do COP; COP_VM: velocidade média do deslocamento do COP; COP_AREA: área do deslocamento do COP; Z: Teste de Wilcoxon; U/K: Teste de Mann-Whitney

4. Discussão

O objetivo do presente estudo passou por avaliar a coativação do antagonista, *stiffness* e estabilidade postural em apoio unipodal, em ambos os membros inferiores, nos indivíduos com ICT. Para dar resposta a este objetivo, foi avaliada a coativação do antagonista a nível do tornozelo, o *stiffness* funcional e variáveis relacionadas com o deslocamento do COP. A evidência sugere a presença de alterações no controlo postural associada à ICT durante a manutenção do equilíbrio em apoio unipodálico, quer em situações estáticas (Santos & Liu, 2008; Tropp, 2002), quer em situações dinâmicas (Dingenen, Staes, & Janssens, 2013), contudo não avaliam diretamente o efeito no *stiffness* e coativação (Levin et al., 2012; Ross et al., 2005; Terada et al., 2016; Wikstrom et al., 2005).

Os resultados obtidos no presente estudo apontam para o aumento do *stiffness* em ambos os membros, no sentido ML, no grupo com ICT. Estes achados vão de encontro a estudos prévios que apoiam a persistência de alterações no controlo motor de indivíduos com ICT, apontando a razão do mesmo para o facto de que os mecanismos de *feedback* e *feedforward* estarem alterados em condições de ICT e para o facto de haverem diferenças propriocetivas maioritariamente no sentido ML, sustentando a hipótese de que este aumento poderá constituir uma estratégia para manter a estabilidade (Doherty et al., 2014b; Hass, Bishop, Doidge, & Wikstrom, 2010; Hertel, 2008; McKeon & Hertel, 2008; A. Sousa, 2018; E.A. Wikstrom, S. Naik, N. Lodha, & J.H. Cauraugh, 2010). A análise conjunta do *stiffness* e das variáveis relacionadas com o deslocamento do COP parece corroborar a hipótese anterior pois mostra que indivíduos com ICT recorrem ao aumento do *stiffness* no sentido ML (Delahunt, Monaghan, & Caulfield, 2006; Hopkins et al., 2009). Este aumento pode justificar o menor deslocamento do COP e do RAM no sentido ML, quando comparado com indivíduos saudáveis, à semelhança do verificado por Santos, M. et al (Santos, Gorges, & Rios, 2014). A diminuição do RAM parece ainda indicar uma redução da informação propriocetiva ao SNC sobre os limites de estabilidade, levando a um aumento do desvio do comando central (A. Sousa et al., 2016; Zatsiorsky & Duarte, 1999). De fato, uma vez que a ELT provoca uma maior afeção das componentes neuromusculares ML (Denegar & Miller, 2002; Hertel, 2002), torna-se compreensível que o sistema de CP recorra, para esta direção, a estratégias menos refinadas, como o aumento do *stiffness* (Hertel, 2008). Para além disso, deve ainda ser considerado que, em apoio unipodal, existem maiores oscilações no sentido ML,

umentando a exigência dos mecanismos posturais estabilizadores (Bisson, Remaud, Boyas, Lajoie, & Bilodeau, 2012; Palmieri, Ingersoll, Stone, & Krause, 2002).

De uma forma global, ao resultados das variáveis relacionadas com o deslocamento do COP parecem mostrar que o aumento do *stiffness* parece ser uma estratégia postural eficaz considerando a inexistência de diferenças entre grupos. No entanto é importante considerar que apesar de ser eficaz em tarefas estáticas como a de apoio unipodal, aumenta o risco de lesões ósseas como a osteoartrite e as fraturas de stress, por aumentos das forças resultantes (Butler, Crowell, & Davis, 2003). Os indivíduos com ICT mantiveram a estabilidade, porém a estratégia postural parece ter sido diferente da utilizada por indivíduos saudáveis, quando comparados não só os valores de *stiffness* mas também os valores da coativação muscular. Por um lado, o aumento do *stiffness*, associado a tarefas estáticas parece favorável, já que a única necessidade do indivíduo é a manutenção da estabilidade, refletida numa menor oscilação do COP. No entanto, quando esta situação é analisada tendo em conta atividades dinâmicas onde existe a necessidade de ter um CP mais adequado e que promova a liberdade de movimento, o aumento do *stiffness* poderá dificultar esta mesma tarefa já que é uma condição que diminui a mobilidade do CAT. De facto, o aumento do *stiffness* em apoio unipodal associado a tarefas dinâmicas, tipicamente avaliadas através do *Star Excursion Balance Test* (SEBT) pode explicar o pior score final descrito em indivíduos com ICT (Munn et al., 2010; Olmsted, Carcia, Hertel, & Shultz, 2002; Terada, Harkey, Wells, Pietrosimone, & Gribble, 2014). O aumento do *stiffness*, ao diminuir os graus de liberdade articular poderá limitar os indivíduos com ICT a explorarem os limites da BS, comprometendo o desempenho nessas tarefas (Munn et al., 2010; Olmsted et al., 2002; Terada et al., 2014). Além disto, o aumento excessivo do *stiffness*, apesar de potenciar a estabilidade, constitui um mecanismo energeticamente dispendioso (Finley, Dhaner, & Perreault, 2012). No entanto, de acordo com a pesquisa efetuada, não foram encontrados estudos que avaliassem o *stiffness* em apoio unipodal e comparassem indivíduos com e sem ICT, sendo necessária a realização de estudos futuros que permitam confirmar esta hipótese.

Todavia para que o CP seja eficaz é necessário um equilíbrio entre *stiffness* e coativação muscular, de forma a obter uma liberdade de movimento que permita que haja uma exploração dos limites da BS (Butler et al., 2003; Hertel, 2008; Hertel & Olmsted-Kramer, 2007). Os resultados obtidos mostram uma redução do nível de coativação do antagonista em ambos os pares TA/P e TA/FP no membro ipsilateral do grupo com ICT

contrariando estudos prévios que demonstraram um aumento da coativação durante ajustes posturais compensatórios face a uma perturbação externa em ambos os membros nos mesmos pares de músculos (A. Sousa, 2018). Encarando os achados, estes parecem mostrar que em condições de instabilidade mas de maior previsibilidade os indivíduos com ICT não recorrem ao aumento da coativação do antagonista no tornozelo como forma de manter a estabilidade na direção AP (A. Sousa, 2018). Ainda, os valores de coativação também estão diminuídos em relação aos indivíduos saudáveis no sentido ML, mas o *stiffness* nesse sentido mantém-se aumentado (ao contrário do que acontece no sentido AP), reforçando a ideia de que os indivíduos recorreram a estruturas não musculares para manter o *stiffness* neste sentido, sendo provável que este esteja relacionado a um *stiffness* maioritariamente intrínseco distal e alterações biomecânicas e articulares (Lund, Donga, Widmer, & Stohler, 1991). Contudo, são necessários estudos futuros que comprovem esta hipótese e ainda valores referência em indivíduos saudáveis para que as elações sejam mais bem suportadas.

Importa recordar que foi observado, no sentido ML, um aumento do *stiffness* bilateral, acompanhado de uma redução do RAM do membro ipsilateral no deslocamento e na velocidade média de deslocamento do COP. Já no sentido AP, apenas se verifica uma redução da coativação no membro ipsilateral sendo que as restantes variáveis não apresentam diferenças significativas.

As alterações observadas bilateralmente no grupo com ICT na comparação intergrupo são reforçadas pelos resultados obtidos na análise intragrupo. Quando analisadas as comparações entre membros percebe-se que no *stiffness* não existem diferenças estatisticamente significativas no grupo com ICT reforçando que esta condição está associada a alterações, não só no membro ipsilateral mas também no membro contralateral (Brown, Ross, Mynark, & Guskiewicz, 2004; Konradsen, Ravn, & Sorensen, 1993; A. S. Sousa, Leite, Costa, & Santos, 2017).

As alterações bilaterais encontradas assentam nos mecanismos de *inter-limb coupling* que permitem a coordenação de ambos os membros inferiores na marcha e nas práticas desportivas (A. S. Sousa, Macedo, Santos, & Tavares, 2013; Zehr & Duysens, 2004). Segundo este mecanismo, os inputs periféricos são processados ao nível do SNC de forma a integrar a informação aferente com a informação supraespinal, criando outputs motores excitatórios e inibitórios para os motoneurónios ipsi e contralesionais (Danner et al., 2015; Maguire, Sieben, & Bie, 2017). Assim, o input de cada um dos membros influencia diretamente o output de ambos os membros levando a que, em condições de

ICT, a afeção seja bilateral (Danner et al., 2015; Maguire et al., 2017), apontando para a importância de na reabilitação de atletas com ELT, considerar as capacidades proprioceptivas e sensoriomotoras, não só do membro ipsilateral mas também do membro contralateral, potenciando os mecanismos de ajuste postural.

O presente estudo apresenta algumas limitações que são consideradas relevantes tais como o reduzido n amostral. Por outro lado, o facto de o mesmo ter sido baseado num modelo teórico apresenta erros associados que não são passíveis de serem corrigidos. O erro principal prende-se com o facto de o modelo teórico do Pêndulo Invertido proposto por Winter, et al., ter a premissa de que o movimento articular, na posição de pé, apenas ocorre no CAT (Winter et al., 2001). Ainda, outra das limitações passa pela falta de avaliação da coativação da musculatura mais proximal, de forma a perceber se as alterações e adaptação neural se traduziram em estratégias de ajuste mais proximais durante a realização da tarefa.

As diferenças nos critérios utilizados para a identificação da presença de ICT podem também ter condicionado os resultados obtidos. Apesar de os critérios estabelecidos no presente estudo estarem de acordo com o *International Ankle Consortium* (Gribble et al., 2014), nos participantes avaliados o último episódio ocorreu, em média, cerca de 2 anos antes do estudo e os episódios de giving-way ocorreram, tendencialmente, há mais de 6 meses antes do estudo. Estes dados parecem indicar que a severidade da condição dos participantes avaliados é inferior à referida por Santos & Liu (2008) visto que os participantes sofreram a última entorse nos últimos 6 meses antes de ingressarem no estudo (Santos & Liu, 2008). Também os scores da FAOS, obtidos pelos participantes do presente estudo, podem ter contribuído para os resultados referidos, pois, apenas 7 dos 14 indivíduos do grupo com ICT apresentam sintomatologia/limitações funcionais severas.

Como sugestões de melhoria e propostas para estudos futuros, destaca-se a importância da realização de mais estudos de avaliação do *stiffness* em apoio unipodal que comparem indivíduos com e sem ICT, já que não foram encontradas referências nesse sentido em nenhuma das variáveis avaliadas e ainda que avaliem a coativação em músculos mais proximais. Por outro lado, o aumento do n amostral em trabalhos futuros pode tornar-se importante, pela possibilidade de aumentar a significância dos resultados. Outra proposta prende-se com o facto de, como referido acima, os critérios de inclusão dos indivíduos poderem ter sido condicionado os resultados. Assim, sugere-se que em estudos futuros, sejam adaptados os critérios de seleção e a utilização de escalas

complementares, de forma a que os indivíduos incluídos no grupo com ICT, apresentem maiores graus de severidade dessa condição, com o objetivo de deteção de variações e diferenças quando comparado entre membros e com indivíduos saudáveis.

5. Conclusão

Os resultados do presente estudo demonstram que, comparativamente ao grupo sem ICT, os indivíduos com ICT apresentam alterações bilaterais expressas por: i) coativação do antagonista reduzida no membro ipsilateral no par TA/FP ii) *stiffness* aumentado em ambos os membros no sentido ML; iii) deslocamento e velocidade do RAM reduzidos.

6. Agradecimentos

Às pessoas que me lembram o caminho. Ao início de um novo capítulo.

Há quem diga que agora é que é a sério, mas na realidade sempre foi. O propósito mantém-se.

Mas especialmente à minha orientadora, Professora Doutora Andreia Sousa, que sempre acreditou em mim. Agradeço a orientação exemplar pautada por um elevado e rigoroso nível científico, um interesse permanente, uma visão crítica e construtiva, um empenho inexcedível e exigente que me permitiram enriquecer enquanto pessoa e enquanto estudante.

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*(1), 16-21. doi: 10.1016/j.ptsp.2014.02.002
- Barone, R., Macaluso, F., Traina, M., Leonardi, V., Farina, F., & Di Felice, V. (2011). Soccer players have a better standing balance in nondominant one-legged stance. *American Journal of Sports Medicine, 11*, 1-6.
- Bisson, E., Remaud, A., Boyas, S., Lajoie, Y., & Bilodeau, M. (2012). Effects of fatiguing isometric and isokinetic ankle exercises on postural control while standing on firm and compliant surfaces. *J Neuroeng Rehabil, 14*(9), 39. doi: 10.1186/1743-0003-9-39.
- Brown, C., Padua, D., Marshall, S., & Guskiewicz, K. (2008). Individuals with mechanical ankle instability exhibit different motion patterns than those with functional ankle instability and ankle sprain COPers. *Clin Biomech 822-831*.
- Brown, C., Ross, S., Mynark, R., & Guskiewicz, K. (2004). Assessing Functional Ankle Instability with Joint Position Sense, Time to Stabilization, and Electromyography. *Journal of sport rehabilitation, 13*(2), 122-134. doi: 10.1123/jsr.13.2.122
- Butler, R., Crowell, H., & Davis, I. (2003). Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 18*(6), 511-517.
- Caulfield, B. M., & 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. *International Journal of Sports Medicine, 23*(1), 64-68.
- Caulfield, B. M., & Garrett, M. (2004). Changes in ground reaction force during jump landing in subjects with functional instability of the ankle joint. *Clinical Biomechanics, 19*(21), 617-621.
- Chaffin, D. B., Andersson, G. B., & Martin, B. J. (2006). *Occupational Biomechanics* (4 ed.).
- Cimadoro, G., Paizis, C., Alberti, G., & Babault, N. (2013). Effects of different unstable supports on EMG activity and balance. *Neuroscience Letters, 548*, 228-232. doi: 10.1016/j.neulet.2013.05.025
- Criswell, E. (2010). *Cram's Introduction To Surface Electromyography*: Jones & Bartlett Learning.
- Danner, S. M., Hofstoetter, U. S., Freundl, B., Binder, H., Mayr, W., Rattay, F., & Minassian, K. (2015). Human spinal locomotor control is based on flexibly organized burst generators. *Brain, 138*, 577-588. doi: 10.1093/brain/awu372
- Delahunt, E. (2007a). Neuromuscular contributions to functional instability of the ankle joint. *Journal of Bodywork and Movement Therapies, 203-213*.
- Delahunt, E. (2007b). Peroneal reflex contribution to the development of functional instability of the ankle joint. *Physical Therapy in Sport, 98-104*.
- Delahunt, E., Monaghan, K., & Caulfield, B. (2006). Altered neuromuscular control and ankle joint kinematics during walking in subjects with functional instability of the ankle joint. *Am J Sports Med, 34*(12), 1970-1976.
- Denegar, C. R., & Miller, S. J. (2002). Can Chronic Ankle Instability Be Prevented? Rethinking Management of Lateral Ankle Sprains. *Journal of Athletic Training, 4*(37), 430-435.
- Dingenen, B., Staes, F. F., & Janssens, L. (2013). A new method to analyze postural stability during a transition task from double-leg stance to single-leg stance.

- Journal of Biomechanics*, 46(13), 2213–2219.
doi:2210.1016/j.jbiomech.2013.2206.2026. doi: 2213–2219.
doi:10.1016/j.jbiomech.2013.06.026
- Docherty, C. L., Gansneder, B. M., Arnold, B. L., & Hurwitz, S. R. (2006). Development and Reliability of the Ankle Instability Instrument. *Journal of Athletic Training*, 154-158.
- 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(3), 389-397.
- Doherty, C., leakley, C., Hertel, J., Caulfield, B., Ryan, J., & Delahun, E. (2014b). Single-leg drop landing movement strategies 6 months following first-time acute lateral ankle sprain injury. *Scandinavian Journal Medicine Science Sports*, 25(6), 1-12. doi: 10.1111/sms.12390
- 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(1), 84-89. doi: 10.1016/j.jelekin.2013.08.012
- Donovan, L., Feger, M. A., Hart, J. M., Saliba, S., Park, J., & Hertel, J. (2016). Effects of an auditory biofeedback device on plantar pressure in patients with chronic ankle instability. *Gait & Posture*, 44, 29-36. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.10.013
- Duarte, M., & Freitas, S. M. (2010). Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 14(3), 183-192.
- Eechaute, C., Vaes, P., Duquet, W., & Van Gheluwe, B. (2009). Reliability and discriminative validity of sudden ankle inversion measurements in patients with chronic ankle instability. *Gait & Posture*, 82-86.
- Eston, R., & Reilly, T. (2009). Kinanthropometry and exercise physiology laboratory manual: tests, procedures and data *London and New York: Routledge*, 1(3).
- Evans, T., Hertel, J., & Sebastianelli, W. (2004). Bilateral Deficits in Postural Control Following Lateral Ankle Sprain. *Foot & Ankle International*, 25(11), 833-839. doi: 10.1177/107110070402501114
- Falconer, K., & Winter, D. A. (1985). Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 25(2-3), 135-149.
- 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. doi: 10.4085/1062-6050-50.2.06
- 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 and Movement Therapies*, 20(1), 3-9. doi: 10.1016/j.jbmt.2015.01.006
- Finley, J. M., Dhaner, Y. Y., & Perreault, E. J. (2012). Contributions of feed-forward and feedback strategies at the human ankle during control of unstable loads. *Experimental Brain Research*, 217(1), 53-66. doi: 10.1007/s00221-011-2972-9
- Flevas, D. A., Bernard, M., Ristanis, S., Moraiti, C., Georgoulis, A. D., & Pappas, E. (2017). Peroneal electromechanical delay and fatigue in patients with chronic ankle instability. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 25(6), 1903-1907. doi: 10.1007/s00167-016-4243-6

- 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. *British Journal of Sports Medicine*, *48*(5), 377-382
doi: 10.1136/bjsports-2013-092626
- Granata, K., Wilson, S., Massimini, A., & Gabriel, R. (2004). Active stiffness of the ankle in response to inertial and elastic loads. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *14*(5), 599-609. doi: 10.1016/j.jelekin.2004.03.005
- Gribble, P., Delahunt, E., Bleakley, C., Caulfield, B., Docherty, C., Tik-Pui Fong, D., . . . Wikstrom, E. (2014). Selection Criteria for Patients With Chronic Ankle Instability in Controlled Research: A Position Statement of the International Ankle Consortium. *Journal of Athletic Training*, *49*(1), 121-127.
- Gutierrez, G. M., & Kaminski, T. (2010). A Novel Dynamic Ankle-Supinating Device. *Journal of Applied Biomechanics*, *26*(1), 114-121
- Gutierrez, G. M., Kaminski, T. W., & Douex, A. T. (2009a). Neuromuscular control and ankle instability. 359-365.
- Hale, S., 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. doi: 10.4085/1062-6050-49.2.06
- Hass, C. J., Bishop, M. D., Doidge, D., & Wikstrom, E. A. (2010). Chronic Ankle Instability Alters Central. *The American Journal of Sports Medicine*, *38*(4), 829-834. doi: 10.1177/0363546509351562
- 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*(5), 361-374.
- Hertel, J. (2000). Functional instability following lateral ankle sprain. *Sports medicine*, *29*(5), 361-371.
- Hertel, J. (2002). Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *J Athl Train*, 364-375.
- Hertel, J. (2008). Sensorimotor deficits with ankle sprains and chronic ankle instability. *Clin Sports Med*, *27*(3), 353-370, vii. doi: 10.1016/j.csm.2008.03.006
- Hertel, J., & Olmsted-Kramer, L. C. (2007). Deficits in time-to-boundary measures of postural control with chronic ankle instability. *Gait & Posture*, *25*(1), 33-39. doi: 10.1016/j.gaitpost.2005.12.009
- Hiller, C. E., Refshauge, K. M., Bundy, A., Herbert, R. D., & Kilbreath, S. L. (2006). The Cumberland Ankle Instability Tool: A Report of Validity and Reliability Testing. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *87*(9), 1235-1241. doi: 10.1016/j.apmr.2006.05.022
- 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. T., Brown, T. N., Christensen, L., & Palmieri-Smith, R. M. (2009). Deficits in peroneal latency and electromechanical delay in patients with functional ankle instability. *J Orthop Res*, *27*(12), 1541-1546.
- Kapandji, A. (2011). *Physiology of the joints* (C. L. Elsevier Ed. 6 ed. Vol. 2).
- 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, Y., Kim, E., Song, Y., Han, D., & Richards, J. (2016). The effects of functional instability of the ankle joint on balance. *Physiotherapy Practice and Research*, 37(1), 3-9. doi: 10.3233/PPR-150066
- 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(4), 1060-1070. doi: 10.1007/s00167-016-4015-3
- Konradsen, L., Ravn, J., & Sorensen, A. (1993). Proprioception at the ankle: the effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 75(3), 433-436.
- 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 Surgery Sports Traumatology Arthrosc*, 24(4), 1071-1080. doi: 10.1007/s00167-015-3745-y
- 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. doi: 10.4085/1062-6050-45.1.5
- Lafond, D., Duarte, M., & Prince, F. (2004). Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. *Journal of Biomechanics*, 37(9), 1421-1426. doi: 10.1016/S0021-9290(03)00251-3
- Lang, C. B., & Kearney, R. E. (2014). Modulation of ankle stiffness during postural sway. *Engineering in Medicine and Biology, 36th Annual International Conference of the IEEE*, 4062-4065. doi: 10.1109/EMBC.2014.6944516
- 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 Surgery Sports Traumatology Arthrosc*, 24(4), 1029-1039. doi: 10.1007/s00167-016-4037-x
- Levin, O., Van Nevel, A., Malone, C., Van Deun, S., 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(3), 546-551. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.05.009
- 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). doi: 10.4085/1062-6050-48.6.09
- 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. doi: 10.1186/s13018-015-0171-2
- Ludvig, D., & Kearney, R. (2007). Real-Time estimation of intrinsic and reflex stiffness. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 54(10), 1875-1884. doi: 10.1109/TBME.2007.894737
- Lund, J. P., Donga, R., Widmer, C. G., & Stohler, C. S. (1991). The pain-adaptation model: a discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity. *Can. J. Physiol. Pharmacol.*, 69(5), 683-694.
- Maguire, C. C., Sieben, J. M., & Bie, R. A. (2017). The influence of walking-aids on the plasticity of spinal interneuronal networks, central-pattern-generators and the recovery of gait post-stroke. A literature review and scholarly discussion. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 20, 422-434.

- Massada, M., Pereira, A., Aido, R., Sousa, R., & Massada, L. (2010). Entorses do Tornozelo - da Lesão Aguda à Instabilidade Crónica. *Revista de Medicina Desportiva in forma*, 1(5), 12-14.
- McKeon, P. O., & Hertel, J. (2008). Systematic review of postural control and lateral ankle instability, part I: can deficits be detected with instrumented testing. *J Athl Train*, 293-304.
- Merletti, R. (2010). ISEK Standards for Reporting EMG Data. http://www.isek-online.org/standards_emg.html
- Mil-homens, P., & Pezarat-Correia, P. (2004). A Electromiografia no Estudo do Movimento Humano.
- Mirbagheri, M., Barbeau, H., & Kearney, R. (2000). Intrinsic and reflex contributions to human ankle stiffness: variation with activation level and position. *Experimental Brain Research*, 135(4), 423-436.
- Mitchell, A., Dyson, R., Hale, T., & Abraham, C. (2008a). Biomechanics of ankle instability. Part 1: Reaction time to simulated ankle sprain. *Medicine and science in sports and exercise*, 1515-1521.
- Mitzusaki, A., Peccin, M., Rodrigues, R., & Mizusaki, J. (2009). Tradução e Validação do Questionário FAOS - Foot and Ankle Outcome Score para a Língua Portuguesa. *Acta Ortopédica Brasileira*, 17(4), 232-235. doi: 10.1590/S1413-78522009000400008
- Mohapatra S., Komal, K. K., & Aruin, A. (2014). Support surface related changes in feedforward and feedback control of standing posture. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(1), 144-152.
- Munn, J., Sullivan, S. J., & Schneiders, A. G. (2010). Evidence of sensorimotor deficits in functional ankle instability: a systematic review with meta-analysis. *J Sci Med Sport*, 2-12.
- Nakagawa, L., & Hoffman, M. (2004). Performance in Static, Dynamic, and Clinical Tests of Postural Control in Individuals With Recurrent Ankle Sprains. *Journal of Sports Rehabilitation*, 13(3), 255-268. doi: 10.1123/jsr.13.3.255
- 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 medicine*, 42(12), 997-1015. doi: 10.2165/11635270-000000000-00000
- Needle, A. R., Kaminski, T. W., Baumeister, J., Higginson, J. S., Farquhar, W. B., & Swanik, C. B. (2017). The Relationship Between Joint Stiffness and Muscle Activity in Unstable Ankles and COPers. *Journal of sport rehabilitation*, 26(1), 15-25. doi: 10.1123/jsr.2015-0061
- Nordin, A. D., & Dufek, J. S. (2016). Neuromechanical synergies in single-leg landing reveal changes in movement control. *Human Movement Science*, 49, 66-78. doi: 10.1016/j.humov.2016.06.007
- Olmsted, L., Carcia, C., Hertel, J., & Shultz, S. (2002). Efficacy of the Star Excursion Balance Tests in Detecting Reach Deficits in Subjects With Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 37(4), 501-506.
- Palmieri, R., Ingersoll, C., Stone, M., & Krause, A. (2002). Center-of-Pressure Parameters Used in the Assessment of Postural Control. *Human Kinetics*, 11(1), 51-66. doi: <https://doi.org/10.1123/jsr.11.1.51>
- Parasher, R. K., Nagy, D. R., April, L. E., Phillips, H. J., & Mc Donough, A. L. (2012). Clinical measurement of mechanical ankle instability. *Manual therapy*, 17(5), 470-473. doi: 10.1016/j.math.2012.02.015
- Pederson, J. (2011). Investigating the Relationship Between FAI Questionnaires and Measures of Static and Dynamic Postural Stability.

- 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. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 47(7), 632-638. doi: 10.2340/16501977-1970
- Rosen, A. B., Ko, J., & Brown, C. N. (2015). Diagnostic accuracy of instrumented and manual talar tilt tests in chronic ankle instability populations. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 25(2), e 214-e 221. doi: <https://doi.org/10.1111/sms.12288>
- Ross, S. E., Guskiewicz, K. M., & Yu, B. (2005). Single-Leg Jump-Landing Stabilization Times in Subjects With Functionally Unstable Ankles. *Journal of Athletic Training*, 40(4), 298–304.
- Santos, M. J., Gorges, A. L., & Rios, J. L. (2014). Individuals with chronic ankle instability exhibit decreased postural sway while kicking in a single-leg stance. *Gait & Posture*, 231-236.
- Santos, M. J., & Liu, W. (2008). Possible factors related to functional ankle instability. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38(3), 150-157. doi: 10.2519/jospt.2008.2524
- Sousa, A. (2018). Antagonist co-activation during short and medium latency responses in subjects with chronic ankle instability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 43, 168-173.
- Sousa, A., Macedo, R., Santos, R., Sousa, F., Silva, A., & Tavares, J. (2016). Influence of prolonged wearing of unstable shoes on upright standing postural control. *Human Movement Science*, 45, 142–153. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2015.11.015>
- Sousa, A. S., Leite, J., Costa, B., & Santos, R. (2017). Bilateral Proprioceptive Evaluation in Individuals With Unilateral Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 52(4), 360-367. doi: 10.4085/1062-6050-52.2.08
- Sousa, A. S., Macedo, R., Santos, R., & Tavares, J. M. (2013). Influence of wearing an unstable shoe construction on compensatory control of posture. *Hum Mov Sci*, 1353-1364.
- Sousa, A. S., Silva, A., & Santos, R. (2015). Reliability of Two Methods for Identifying the Postural Phase of Gait Initiation in Healthy and Poststroke Subjects. *J Appl Biomech*, 31(5), 349-356. doi: 10.1123/jab.2014-0222
- Talarico, M. K., Lynall, R. C., Mauntel, T. C., Weinhold, P. S., Padua, D. A., & Mihalik, J. P. (2016). Static and dynamic single leg postural control performance during dual-task paradigms. *Journal of Sports Sciences*, 35(11), 1118-1124. doi: 10.1080/02640414.2016.1211307
- 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., Wells, A., Pietrosimone, B., & Gribble, P. (2014). The influence of ankle dorsiflexion and self-reported patient outcomes on dynamic postural control in participants with chronic ankle instability. *Gait & Posture*, 40(1), 193-197. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.03.186
- Tropp, H. (2002). Commentary: Functional Ankle Instability Revisited. *J Athl Train*, 512-515.
- Van Deun, S., 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.

- Verhagen, E. A., van Tulder, M., van der Beek, A. J., Bouter, L. M., & Mechelen, W. (2005). An economic evaluation of a proprioceptive balance board training programme for the prevention of ankle sprains in volleyball. *British Journal of Sports Medicine*, *39*(2), 111-115. doi: 10.1136/bjism.2003.011031
- Warnica, M. J., Weaver, T. B., Prentice, S. D., & Laing, A. C. (2014). The influence of ankle muscle activation on postural sway during quiet stance *Gait and Posture*, *39*(4), 1115-1121. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.01.019
- Wikstrom, E. A., Naik, S., Lodha, N., & Cauraugh, J. H. (2010). Bilateral balance impairments after lateral ankle trauma: a systematic review and meta-analysis. *Gait Posture*, *31*(4), 407-414. doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.02.004>
- Wikstrom, E. A., Naik, S., Lodha, N., & Cauraugh, J. H. (2010). Bilateral balance impairments after lateral ankle trauma: a systematic review and meta-analysis. *Gait Posture*, 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.
- Winter, D., Patla, A., Rietdyk, S., & Ishac, M. (2001). Ankle Muscle Stiffness in the Control of Balance During Quiet Standing. *American Physiological Society*, *85*(6), 2630-2633. doi: 10.1152/jn.2001.85.6.2630
- Yeung, M., Kai-Ming, C., So MPhil, C., & Yuan, W. (1994). An epidemiological survey on ankle sprain. *British Journal of Sports Medicine*, *2*(28), 112-116.
- Zatsiorsky, V. M., & Duarte, M. (1999). Rambling and Trembling in Quiet Standing. *Motor Control*, *4*(2), 185-200. doi: 10.1123/mcj.4.2.185
- Zehr, E. P., & Duysens, J. (2004). Regulation of Arm and Leg Movement during Human Locomotion. *Neuroscientist*, *10*(4), 347-361. doi: 10.1177/1073858404264680
- Zhang, H., Nussbaum, M. A., & Agnew, M. J. (2015). A new method to assess passive and active ankle stiffness during quiet upright stance. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *25*(6), 937-943. doi: 10.1016/j.jelekin.2015.10.011

8. Anexos

8.1. Anexo 1 – Questionário de caracterização e seleção da amostra

2017-6-18

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

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

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

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

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

Estaremos à disposição para qualquer esclarecimento através do e-mail 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

https://docs.google.com/forms/d/1urZF3gVnc5969s0_0QPDumBDSte4af83dQlOb8lC1tQ/edit

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

15. **Alguma entorse limitou a sua atividade física e/ou atividades da vida diária? ***

Marcar apenas uma oval.

- Não
 Sim, durante 1 dia - 1 semana
 Sim, durante mais do que 1 semana

16. **Consultou o médico na sequência de algum episódio de entorse? ***

Marcar apenas uma oval.

- Sim
 Não

17. **Foi necessária algum tipo de imobilização (ex. ligadura ou tala)? ***

Marcar apenas uma oval.

- Sim
 Não

18. **Foi necessário algum tipo de auxiliar de marcha por incapacidade de suportar o peso corporal devido a algum episódio de entorse (ex. canadianas)? ***

Marcar apenas uma oval.

- Não
 Sim, durante 1 - 3 dias
 Sim, durante 4 - 7 dias
 Sim, durante 1 - 2 semanas
 Sim, durante 2 - 3 semanas
 Sim, durante mais de 3 semanas

19. **Qual foi o grau da entorse mais grave? ***

Marcar apenas uma oval.

- Grau I - Ligeiro (Estiramento dos ligamentos)
 Grau II - Moderado (Rutura parcial dos ligamentos)
 Grau III - Grave (Rutura total dos ligamentos)
 Não tenho conhecimento

20. **Teve alguma entorse do tornozelo nos últimos 3 meses? ***

Marcar apenas uma oval.

- Sim
 Não

21. **Há quanto tempo ocorreu o último episódio de entorse? ***

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

Marcar apenas uma oval.

- Sim
 Não

Sintomatologia do Tornozelo

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

Marcar apenas uma oval.

- Sim
 Não

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

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

Marcar apenas uma oval.

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

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

Marcar tudo o que for aplicável.

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

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

Marcar apenas uma oval.

- Sim
 Não

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?

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

8.2. Anexo 2 – Ankle Instability Instrument (AII)

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.

| AII - Instrumento sobre Instabilidade do Tornozelo | |
|--|---|
| 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 subir escadas? | <input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não |
| 9. Alguma vez sente o tornozelo instável ao descer escadas? | <input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não |

8.3. Anexo 3 – Foot and Ankle Outcome (FAOS)

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 experienciou no seu pé/tornozelo na última semana.

S1. Tem inchaços no seu pé/tornozelo?

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

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

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

S3. O seu pé/tornozelo prende ou bloqueia quando se move?

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

S4. Consegue endireitar completamente 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 flectir completamente 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. Qual é a gravidade da rigidez no seu pé/tornozelo de manhã logo após acordar?

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

Esta questão refere-se aos sintomas que experienciou no seu pé/tornozelo na última semana.

S7. Qual é a gravidade da rigidez no seu pé/tornozelo após estar sentado, deitado ou após ter repousado no final do dia?

| | | | | |
|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| 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 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 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"/> |
| A3. Erguer-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 | 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. Erguer-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"/> |

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

| | | | | | |
|---|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| A12. Estar 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 do banho | 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
- A15. Sentar-se/erguer-se da sanita
 Nenhum ligeira Moderado Grave Extremo
- A16. Tarefas domésticas que impliquem esforço (mover caixas pesadas, esfregar o chão, etc.)
 Nenhum ligeira Moderado Grave Extremo
- A17. Tarefas domésticas leves (cozinhar, limpar o pó, etc.)
 Nenhum ligeira Moderado Grave Extremo

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
- SP2. Correr
 Nenhum ligeira Moderado Grave Extremo
- SP3. Saltar
 Nenhum ligeira Moderado Grave Extremo
- SP4. Torcer/rodar sobre o pé/tornozelo lesado
 Nenhum ligeira Moderado Grave Extremo

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

Qualidade de vida

- Q1. Com que frequência se apercebe do seu problema no pé/tornozelo?
 Nunca Mensalmente Semanalmente Diariamente Sempre
- Q2. Modificou o seu estilo de vida de forma a evitar actividades potencialmente prejudiciais ao seu pé/tornozelo?
 Nada Ligeiramente Moderadamente Muito Totalmente
- Q3. Até que ponto está preocupado com a falta de confiança no seu pé/ tornozelo?
 Nada Ligeiramente Moderadamente Muito Extremamente
- Q4. Em geral, qual o grau de dificuldade que sente no seu pé/tornozelo?
 Nenhum ligeira Moderado Grave Extremo

8.4. Anexo 4 – 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

8.5. Anexo 5 – Declaração de Aprovação da Comissão de Ética

P. PORTO

ESCOLA
SUPERIOR
DE SAÚDE
POLITÉCNICO
DO PORTO

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

PARECER DA COMISSÃO DE ÉTICA

| |
|---|
| 0900 |
| Número de Registo da Comissão de Ética |
| 21.04.2017 |
| Data receção do Documento |
| Sim (nº actual:1537) |
| Existência de entradas anteriores |
| TÍTULO DO TRABALHO |
| Reorganização dos Mecanismos de Controlo Postural na Instabilidade Crónica do Tornozelo |
| INVESTIGADOR RESPONSÁVEL |
| Andreia Sousa |
| DATA PREVISTA PARA A REALIZAÇÃO DO TRABALHO |
| Abril a Julho de 2017 |
| RESUMO DO ESTUDO |
| OBJETIVOS |
| Presentes. |
| AMOSTRA |
| Clarificada. |
| FORMULÁRIO DE DADOS A RECOLHER |
| Presente |
| MATERIAL |
| Nada a referir. |
| MÉTODOS |
| Presentes e explícitos. |
| RISCOS |
| São assinalados os riscos de irritação da pele, pela utilização de abrasivo; é apresentada resolução para essa situação, caso ocorra |
| CONSENTIMENTO INFORMADO |
| Presente. |
| AUTORIZAÇÃO PELOS RESPONSÁVEIS LOCAIS |
| Nada a referir. |
| APRECIÇÃO DA COMISSÃO DE ÉTICA |
| Foram apresentados os esclarecimentos solicitados por esta CE, na primeira submissão do pedido de parecer. |
| PARECER FINAL DA COMISSÃO DE ÉTICA |
| 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



SGS.ESS.004.MO.318.01