

ANA MARGARIDA FLORES DE CAMPOS COSTA

**RELAÇÃO ENTRE O TIPO DE PÉ, CONTROLO
POSTURAL E PARÂMETROS CINEMÁTICOS DA
MARCHA**

**Orientador: Professor Doutor Orlando de Jesus Semedo Mendes
Fernandes**

**Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias
Faculdade de Educação Física e Desporto**

**Lisboa
2018**

ANA MARGARIDA FLORES DE CAMPOS COSTA

**RELAÇÃO ENTRE O TIPO DE PÉ, CONTROLO
POSTURAL E PARÂMETROS CINEMÁTICOS DA
MARCHA**

Dissertação apresentada em público para obtenção do Grau de Mestre em Exercício Físico e Bem-Estar, no Curso de Mestrado em Exercício Físico e Bem-Estar: Exercício, Nutrição e Bem-Estar, conferido pela Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias, Faculdade de Exercício Físico e Desporto, no dia 17 de Maio de 2019, com a ordem de nomeação do júri número 111/2019, com a seguinte composição do júri:

Presidente: Professor Doutor António João Labisa da Silva
Palmeira

Arguente: Professor Doutor Raul Alexandre Nunes da Silva
Oliveira

Orientador: Professor Doutor Orlando de Jesus Semedo
Mendes Fernandes

Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias
Faculdade de Educação Física e Desporto

Lisboa
2018

Resumo Geral

Objetivo: Este trabalho tem por objetivo determinar a relação entre os testes de Agachamento Unipodal, Índice de Postura do Pé , avaliação do controlo postural e alguns parâmetros cinemáticos da marcha. Pretendeu-se verificar se as alterações na posição e mobilidade articulares, avaliadas através dos testes de agachamento unipodal e índice de postura do pé, influenciam as informações obtidas na área de contacto plantar, i.e., nas estratégias musculares que condicionam o controlo postural, avaliadas pelo COP e parâmetros cinemáticos da marcha; e se as alterações na posição articular, avaliadas através do teste IPP podem ser um bom indicador do controlo postural em posição unipodal.

Método: Foi realizado um estudo observacional, populacional de análise de séries temporais, de forma transversal, com intervenção do investigador. A amostra considerada foram vinte alunos universitários (rapazes e raparigas), entre os dezanove e vinte e dois anos. Estes indivíduos foram submetidos a dois testes dinâmicos: marcha e agachamento unipodal; e a dois testes estáticos: avaliação em quatro posições na plataforma de forças e avaliação pelo índice de postura do pé. Na análise estatística, para além da estatística descritiva, foram utilizados os testes de correlação de Spearman e Kruskal Wallis.

Resultados: Não foram encontradas correlações entre o tipo de pé e as variáveis do controlo postural. O tipo de pé parece influenciar o comportamento do ângulo de flexão do joelho (α_1 , $p < 0,05$) no instante do contacto inicial do membro contra lateral na marcha.

Conclusão: Não foram encontradas relações altamente significativas entre o tipo de pé e as variáveis do controlo postural. O tipo de pé e o ângulo do tornozelo, tanto no teste do agachamento unipodal, como na marcha, não influenciam velocidade de oscilação em posição unipodal. No entanto, o tipo de pé influencia o ângulo do joelho na marcha, no instante de contacto do membro colateral.

Palavras Chave: tipo de pé; controlo postural; agachamento unipodal; marcha

Abstract

Objective: This study aims to determine the relationship among the single leg squat test, foot posture index test, the evaluation of the postural control and some kinematic gait parameters. It was verified whether the changes in position and joint mobility, evaluated through single leg squat and foot posture index tests, influenced the plantar contact area information, i.e., muscular strategies that condition the postural control, evaluated by the COP, and kinematic parameters of gait; and whether changes in joint position, assessed through the foot posture index, may be a good indicator of unipodal postural control.

Method: An observational, population-based cross-sectional time series analysis was conducted with the intervention of the investigator. The sample consisted of twenty college students (boys and girls) between the ages of nineteen and twenty-two. These subjects underwent two dynamic tests: single leg squat and gait; and to two static tests: evaluation in four positions in the force platform and evaluation by the foot posture index. The statistical analysis was performed using the Spearman Correlation and Kruskal Wallis tests, as well as descriptive statistics.

Results: No correlations were found between foot type and postural control variables. The type of foot seems to influence the behaviour of the knee flexion angle (α_1 , $p < 0.05$) at the moment of the initial contact of the contralateral limb in gait.

Conclusion: No highly significant relationships were found between foot type and postural control variables. The foot type and the ankle angle do not seem to influence the oscillation velocity in the unipodal position. However, the foot type influences the knee angle in gait, at the moment of the contact of the contralateral limb.

Keywords: foot type; postural control; single leg squat; gait

Abreviaturas, Siglas e Símbolos

- α - Ângulo de flexão máxima do joelho no teste da marcha
- β - Ângulo de flexão máxima do tornozelo no teste da marcha
- a - Ângulo do tornozelo no agachamento unipodal (movimento do tornozelo)
- b - Ângulo do joelho no agachamento unipodal (movimento do joelho)
- c - Ângulo do tronco no agachamento unipodal (postura do tronco sobre a pélvis)
- h - Deslocamento vertical no agachamento unipodal
- A - Instante de contacto inicial do pé que iniciou o ciclo da marcha
- ACP - Amplitude do deslocamento do centro de pressão
- AP - Ântero-posterior
- AU - Agachamento unipodal
- B - Instante da perda de contacto do membro contra lateral
- C - Instante do contacto do membro contra lateral
- COM - Centro de massa
- COP - Centro de pressão
- D - Instante da saída do membro que iniciou o ciclo da marcha
- DOT - Deslocamento do centro de pressão
- ESSLD - Escola Superior de Saúde Lopes Dias
- ICT - Instabilidade crónica do tornozelo
- IPP - Índice de postura do pé
- ML - Médio-lateral
- O.A - Posição bípede de olhos abertos
- O.F - Posição bípede de olhos fechados
- U.D - Posição unipodal de olhos abertos sobre a perna direita
- U.E - Posição unipodal de olhos abertos sobre a perna esquerda
- VR - Velocidade (Vel.) resultante do deslocamento das oscilações do centro de pressão
- V_AP - Vel. resultante do deslocamento das oscilações do centro de pressão na direção ântero-posterior
- V_ML - Vel. resultante do deslocamento das oscilações do centro de pressão na direção medio-lateral

Índice

Resumo Geral	3
Abstract	4
Abreviaturas, Siglas e Símbolos	5
Índice de Tabelas	7
Índice de Ilustrações	8
Introdução Geral	9
Objetivos.....	12
Hipóteses do Estudo.....	12
Estrutura do trabalho.....	13
Capítulo 1 - Revisão Narrativa	14
A instabilidade crónica do tornozelo.....	14
Pé e controlo postural	15
A relação do complexo pé/tornozelo-anca	17
A marcha	19
O mecanismo de propulsão do pé.....	21
Teste de agachamento unipodal.....	22
Capítulo 2 – Metodologia	24
2.1. Tipo de estudo	24
2.2. Variáveis	24
2.3. Critérios de inclusão e exclusão	24
2.4. População e contexto.....	24
2.5. Instrumentos para recolha de dados	25
2.6. Procedimentos	25
2.6.1. Avaliação estática – Índice de postura do pé.....	26
2.6.2. Avaliação estática – Variáveis da plataforma de forças	26
2.6.3. Avaliação dinâmica – Agachamento unipodal	27
2.6.4. Avaliação dinâmica – Marcha	28
2.7. Análise estatística	29
Capítulo 3 - Resultados	31
3.1. Resultados do teste IPP	31
3.2. Resultados do teste de posturografia.....	32
3.3. Resultados do teste AU	33
3.4. Resultados do teste da marcha.....	33
3.5. Resultados da análise estatística	35
Capítulo 4 – Discussão	38
Capítulo 5 - Conclusão	41
Referências Bibliográficas	42
Apêndices	47

Índice de Tabelas

Tabela 1 – Critérios de avaliação do IPP.....	16
Tabela 2 – Caracterização da amostra relativamente a variáveis morfológicas.....	25
Tabela 3 - Resultados da avaliação qualitativa do teste IPP.....	31
Tabela 4 - Relação entre Idade, IMC e Tipo de Pé (Feminino).....	31
Tabela 5 - Relação entre Idade, IMC e Tipo de Pé (Masculino).....	31
Tabela 6 – Variáveis resultantes da oscilação do COP.....	32
Tabela 7 – Resultados da avaliação quantitativa do teste AU.....	33
Tabela 8 – Resultados das variáveis temporais da marcha.....	33
Tabela 9 – Ângulos do joelho e tornozelo nos instantes A e B do ciclo da marcha.....	34
Tabela 10 – Ângulos do joelho e tornozelo nos instantes C e D do ciclo da marcha...	35
Tabela 11 – Teste Kruskal Wallis (n=20): influência do tipo de pé nas variáveis de controlo postural.....	35
Tabela 12 - Teste Kruskal Wallis (n=8): influência do tipo de pé nas variáveis de controlo postural, no teste do AU e nas variáveis cinemáticas da marcha.....	36

Índice de Ilustrações

Ilustração 1 - Ângulos relativos e deslocamento vertical utilizados para análise do teste AU	28
Ilustração 2 – Instantes das fases utilizadas na avaliação da marcha	29
Ilustração 3 – Ângulos relativos utilizados para análise cinemática	29

Introdução Geral

A posição bípede é um grande desafio ao sistema de controlo de postural e ao equilíbrio. O sistema de controlo postural está sujeito a oscilações constantes e a estratégias posturais, ou seja, é um sistema intrinsecamente instável que tem em vista a manutenção do equilíbrio, quer estático, quer dinâmico, durante qualquer postura ou atividade (Pollock, Durward, Rowe & Paul (2000); Rosker, Markovic & Sarabon, 2011; Winter, 1995).

A função do equilíbrio é a manutenção de uma postura corporal de forma a evitar quedas. A postura é entendida como a orientação de todos os segmentos corporais em função da linha de gravidade (Winter, 1995).

O controlo da postura humana é mantido por feedback proprioceptivo, vestibular e visual integrado nos sistemas vestibular e locomotor central. A avaliação do deslocamento do centro de gravidade do corpo é uma das formas de avaliar o controlo postural. A estabilidade postural pode ser caracterizada por uma diminuição da oscilação corporal, estando esta inversamente relacionada com a altura do centro de gravidade, ou seja, as medidas antropométricas dos indivíduos podem influenciar oscilação postural (Johansson, Magnusson & Akesson, 1988; Duarte & Freitas, 2010).

O equilíbrio é mantido numa cadeia cinética fechada, constituída pelo membro inferior (anca, coxa, perna e pé). Estando o pé está fixo na base de sustentação, parece razoável considerar que os défices de estabilidade mecânica possam influenciar o equilíbrio em qualquer estrutura do membro inferior. O pé é o segmento mais distal e representa uma base de apoio relativamente pequena sobre a qual o corpo mantém o equilíbrio. Podemos especular que alterações na mobilidade articular, na área de contacto plantar ou nas estratégias musculares possam condicionar o controlo postural (Cote, Brunet, Gansneder, Shultz, & Shultz, 2005).

Na posição bípede estática ou em movimento (marcha), o pé deverá ser capaz de se adaptar à superfície do solo, auxiliar na absorção de choques e fazer a transição da fase de apoio para uma alavanca rígida, para poder impulsionar o corpo, como acontece na fase propulsiva da marcha. A pronação e a supinação subtalares são movimentos essenciais para poder cumprir essas funções. Após o contacto do calcâneo no solo, o pé move-se em pronação, deslocando o peso para o quinto metatarso (Cote et al., 2005).

A articulação do médiopé permite que o pé se torne mais flexível e se ajuste à superfície subjacente, auxiliando na manutenção do equilíbrio. Seguidamente, esta articulação bloqueia em supinação para maximizar a estabilidade do pé e fornecer uma alavanca rígida para o impulso, passando o peso para o primeiro metatarso. Assim, um pé normal transita eficazmente entre a pronação e a supinação, otimizando adaptabilidade versus estabilidade. As alterações que afetam negativamente a mobilidade do pé podem comprometer a dinâmica de funcionamento da perna e, por consequência, a sua sustentação do peso. A oscilação postural estática não é afetada pelo tipo de pé, contudo, os indivíduos com pés supinados apresentaram maior estabilidade na direção lateral, o que poderá ser justificado por terem tendência a colocar maior pressão na parte lateral do pé. Já os indivíduos com pés pronados apresentaram menor estabilidade lateral, mas maior alcance na direção anterior-medial. Estas variações de comportamento entre os tipos de pé representam, assim, diferenças no controlo postural (Cote et al., 2005).

O centro de pressão (COP) é um ponto de aplicação do vetor da força de reação vertical à base de suporte, ou seja, a coordenada de origem da força reativa do apoio. Na posição bípede a posição COP situa-se algures entre os dois pés e reflete o controlo neurológico e postural, relacionando-se com a distribuição de peso de cada membro. A oscilação do COP é a medida mais comum para avaliar o controlo postural e pode ser medida através de uma plataforma de forças. Segundo o modelo do pêndulo invertido, o centro de massa corporal (COM) é regulado através do movimento do COP e projetado sob os pés (Winter, Patla, Prince, Ishac & Gielo-Perczak, 1998; Winter, 1995; Prieto, Myklebust, Hoffmann; Lovett & Myklebust, 1996).

O aumento da ação dos músculos flexores do pé desloca o COP na direção ântero-posterior (AP) e o aumento da atividade dos músculos inversores desloca o COP na direção médio-lateral (ML) (Winter, 1995).

Os fatores relativos ao sistema músculo-esquelético, patologias, factores psicológicos, estratégias motoras, cargas externas, entre outras, podem influenciar o controlo postural e a posição do COM, assim como a coordenada do COP. A distribuição de carga de modo simétrico acima do COM corporal aumenta a oscilação postural nas direções AP e ML e a distribuição de carga de modo assimétrico aumenta apenas a oscilação postural na direção ML. A oscilação vertical de carga, relativamente ao COM corporal, resulta em alterações do COP (velocidade e amplitude), com um efeito maior

na direção AP. Esta alteração afeta o equilíbrio estático, alterando a intensidade das tarefas posturais (Rosker et al., 2011).

Caron, Gélat, Rougier e Blanchi (2000) focaram-se no estudo do controlo postural assimétrico em apoio unipodal e verificaram que a distribuição assimétrica do peso corporal aumentou o deslocamento do COP sob o pé de apoio, na direção AP, e diminuiu os mecanismos do tornozelo, na mesma direção (Caron et al., 2000).

Vários estudos analisaram a cinemática do pé e as alterações do padrão de marcha, demonstrando que diferenças no padrão de marcha podem estar relacionadas tanto com os défices motores primários como com os mecanismos compensatórios secundários. As características funcionais do pé e os mecanismos compensatórios originam uma alteração de movimento na articulação do tornozelo, afetando os parâmetros cinemáticos e cinéticos gerais da marcha (Wilken, Rao, Saltzman & Yack, 2011; Twomey & McIntosh, 2012; Błażkiewicz, Wiszomirska, Kaczmarczyk, Brzuskiewicz-Kuźmicka & Wit, 2017).

O teste de agachamento unipodal (AU), também designado por “single leg squat – SLS”, é um teste funcional usado clinicamente para avaliação da função neuromuscular, com grande relação com a mecânica da marcha (Bailey, Selfe, & Richards, 2011).

A avaliação do tipo de pé pode ser obtida através do teste que avalia a postura do pé (índice da postura do pé – IPP), também designado por “foot posture index – FPI”. Segundo esta avaliação o pé pode apresentar três posturas: a pronada, a neutra ou a supinada. O IPP é uma ferramenta de avaliação do pé em carga, segundo seis itens. A postura do pé tem um impacto significativo na função biomecânica do pé e, conseqüentemente, no controlo postural estático e dinâmico (Hogan, Powden & Hoch, 2016; Hillstrom et al., 2013; Redmond et al., 2008).

De acordo com esta introdução, este trabalho tem por objetivo determinar a relação entre os testes de AU e IPP, a avaliação do controlo postural e alguns parâmetros cinemáticos da marcha.

Surgem, assim, duas questões principais:

- 1) As alterações na posição articular e mobilidade articular, avaliadas através dos testes IPP e AU, influenciam as informações obtidas na área de contacto plantar, i.e., as estratégias musculares que condicionam o controlo postural, avaliadas pelo COP, e os parâmetros cinemáticos da marcha?

2) As alterações na posição articular, avaliadas através do teste IPP, podem ser um bom indicador do controlo postural unipodal?

Para responder às questões formuladas definimos os seguintes objetivos.

Objetivos

O objetivo principal deste estudo consiste em determinar a relação entre os testes de avaliação funcional IPP e AU, as estratégias de controlo postural e algumas características cinemáticas da marcha.

Os objetivos específicos neste trabalho foram:

- Estudar a influência do tipo de pé (teste IPP) na amplitude e na velocidade de oscilação unilaterais.

- Estudar a influência do ângulo do tornozelo no teste AU na amplitude e na velocidade de oscilação unilaterais.

- Estudar a influência da amplitude e da velocidade de oscilação unilaterais com o ângulo do tornozelo no teste da marcha.

- Estudar a influência do tipo de pé (teste IPP) nos parâmetros cinemáticos da marcha.

Hipóteses do Estudo

As hipóteses são assim apresentadas:

H1 – Existe relação significativa entre o tipo de pé esquerdo e as variações na amplitude de oscilação na posição unipodal esquerda (U.E.)

H2 – Existe relação significativa entre o tipo de pé direito e as variações na amplitude de oscilação na posição unipodal esquerda (U.D.)

H3 – Existe relação significativa entre o tipo de pé esquerdo e as variações na velocidade de oscilação na posição unipodal esquerda (U.E.)

H4 – Existe relação significativa entre o tipo de pé direito e as variações na velocidade de oscilação na posição unipodal direita (U.D.).

H5 - Existe relação significativa entre o tipo de pé esquerdo e as variáveis cinemáticas da marcha.

H6 - Existe relação significativa entre o tipo de pé direito e as variáveis cinemáticas da marcha.

Estrutura do trabalho

Este trabalho consiste numa introdução e cinco capítulos. Na introdução é feita uma breve apresentação do problema a estudar e a sua justificação e contribuição para a saúde e bem-estar. É apresentada uma relação entre as alterações posturais do complexo pé/tornozelo e a sua relação com o controlo postural e a marcha em geral. No capítulo 1 será feita uma revisão narrativa, focando a instabilidade crónica do tornozelo, o pé e o controlo postural, a relação do complexo pé/tornozelo-anca, a marcha, o mecanismo de propulsão do pé e o teste de AU. No capítulo 2 será apresentada a metodologia de estudo. No capítulo 3 são apresentados os resultados dos testes de avaliação estáticos e dinâmicos, bem como a descrição da análise estatística. O capítulo 4 será dedicado à discussão dos resultados e, por fim, o capítulo 5 terá a conclusão. No final está referenciada toda a bibliografia utilizada. São ainda apresentados apêndices que podem ajudar a entender melhor algumas das questões abordadas neste trabalho.

Capítulo 1 - Revisão Narrativa

A instabilidade crónica do tornozelo

Quando existe instabilidade crónica do tornozelo (ICT) o sistema sensoriomotor torna-se mais rígido e os movimentos da articulação do tornozelo no plano frontal tendem a diminuir, para aumento de estabilidade. A diminuição da mobilidade contribui para futuras patologias degenerativas, salientando-se a importância das estratégias terapêuticas na sua recuperação (Terada et al., 2015). Existem, portanto, diferenças nas estratégias de controlo motor dos indivíduos com ICT relativamente aos indivíduos saudáveis.

Indivíduos com pé pronado demonstraram melhor controlo postural estático com os olhos fechados comparativamente aos indivíduos com pé neutro. Pode haver vantagem sensoriomotora dos indivíduos com pé pronado, uma vez que têm maior área de pele em contacto com o solo e, portanto, mais recetores cutâneos em contacto com o meio envolvente (Hogan, Powden, & Hoch, 2016).

É relatada ICT em cerca de 20-41% dos indivíduos que sofrem entorses no tornozelo, após seis meses da lesão. Os sintomas mais comuns não são considerados graves ou incapacitantes pelos pacientes, mas vão provocando uma instabilidade progressiva do tornozelo. O inchaço, dor, fraqueza e instabilidade na marcha são sintomas, muitas vezes descurados e que dificultam uma recuperação passados muitos meses da lesão inicial. Instala-se, assim, uma instabilidade funcional do tornozelo, caracterizada por sensação de instabilidade articular recorrente, devido a défices nos sistemas propriocetivos e neuromusculares. A hiper/hipo mobilidade do astrágalo pode ser um fator para a instabilidade mecânica do tornozelo. No entanto, esta área ainda exige mais investigação (Hertel, 2002, citado por Hubbard, Olmsted-Kramer, Hertel & Sherbondy, 2005).

Também a lesão de estruturas ligamentares, poderá levar a alterações nos mecanorreceptores, cápsula articular e, conseqüentemente, órgão tendinoso de Golgi e fuso neuromuscular (Hertel, 2002, citado por Hubbard et al., 2005).

Assim, é compreensível que surjam alterações no sistema neuromuscular, nos padrões de ativação muscular e, por consequência, nas estratégias motoras (Hubbard et al., 2005).

Os fatores de risco para as entorses do tornozelo podem ser divididos em fatores intrínsecos (entorse prévia, género, altura, peso, dominância do membro, tipo de pé e tamanho do pé, laxidão articular, alinhamento anatómico, amplitude de movimento do complexo tornozelo-pé, força muscular, tempo de reação muscular e oscilação postural) e fatores extrínsecos (tipo de calçado, tipo e intensidade da actividade física, aquecimento, etc.) (Beynnon, Murphy, & Alosa, 2002; Frigg, Frigg, Hintermann, Barg, & Valderrabano, 2007).

Pé e controlo postural

O pé pode apresentar três posturas: pronada, neutra ou supinada. Uma das medidas para avaliar a posição do pé poderá ser o IPP. O IPP é uma ferramenta de avaliação subjetiva do pé em carga, segundo seis itens. Estes itens classificam a posição do antepé, mediopé e retropé, resultando a classificação final numa das três posturas anteriores (Redmond et al., 2008).

O IPP decorre de uma pesquisa de literatura em mais de 140 artigos que fornecem detalhes de avaliação clínica. Esta ferramenta mostra-se fiável e de fácil utilização mesmo para pessoas com pouca experiência neste tipo de avaliação (Redmond et al., 2008; Redmond, 2005).

Num estudo referente a uma análise com o IPP numa população saudável e bastante heterogénea, foi demonstrado que a principal posição do pé em carga é ligeiramente pronada. Tanto indivíduos mais novos como idosos, apresentam uma postura do pé mais pronada, relativamente à população adulta (Redmond et al., 2008).

Tabela 1 – Critérios de avaliação do IPP

	-2	-1	0	1	2
1) Palpação da cabeça astragalina	Cabeça talar palpável no lado lateral, mas não no lado medial.	Cabeça talar palpável no lado lateral e ligeiramente palpável no lado medial.	Cabeça talar igualmente palpável no lado lateral e medial.	Cabeça talar palpável no lado medial e ligeiramente palpável no lado lateral.	Cabeça talar palpável no lado medial, mas não no lado lateral.
2) Curvatura de maléolos supra e infra lateral (vista posterior)	Curva acentuada abaixo do maléolo.	Curva abaixo do maléolo um pouco acentuada, mais do que a curva acima do maléolo.	As curvas infra e supra maléolar são aproximadamente iguais.	Curva abaixo do maléolo mais côncava do que a curva acima do maléolo.	Curva abaixo do maléolo marcadamente mais côncava do que a curva acima do maléolo.
3) Posição do calcâneo no plano frontal (vista posterior) – com recurso a goniómetro	Mais de que 5° estimados em inversão (varo).	Entre 0° e 5° estimados em inversão (varo).	Vertical, 0°.	Entre 0° e 5° estimados em eversão (valgo).	Mais do que 5° estimados em eversão (valgo).
4) Prominência na região da artic. talonavicular (astrágalo/escafoide) (vista medial)	Área da artic. talonavicular marcadamente côncava.	Área da artic. talonavicular côncava.	Área normal da artic. talonavicular.	Área da artic. talonavicular baixando ligeiramente.	A área da artic. talonavicular com abaulamento marcado.
5) Congruência do arco longitudinal medial (vista medial)	Arco alto e agudamente inclinado para a extremidade posterior do arco medial.	Arco moderadamente alto e ligeiramente agudo posteriormente.	Arco com altura normal e curva concêntrica.	Arco baixo com algum achatamento na posição central.	Arco muito baixo com achatamento severo na porção central - arco fazendo contato no solo.
6) Abdução / adução do antepé (vista posterior)	Não são visíveis os dedos laterais, mas os dedos mediais são claramente visíveis	Os dedos mediais são claramente mais visíveis do que laterais	Pés mediais e laterais igualmente visíveis	Os dedos laterais claramente mais visíveis do que os dedos mediais.	Nenhum dedo medial visível. Dedos laterais claramente visíveis.

Nota: Seis fatores classificados entre (-2; -1; 0; 1; 2). -2: Supinação acentuada; 2: pronação acentuada. O total da classificação: Pé neutro: valores próximos de zero; Pé acentuadamente pronado: valores próximos de 12; Pé acentuadamente supinado: valores próximos de -12 (Redmond et al., 2008).

Noutro estudo também acerca do IPP, a postura mais frequente também foi neutra com um certo grau de pronação, sem diferenças significativas de valores entre homens e mulheres. Os indivíduos com pés maiores tiveram maiores valores no IPP, ou seja, maior tendência para pronação; os participantes mais altos e mais pesados tiveram valores mais baixos de IPP – tendência para supinação (Rodríguez, Nova, Martínez, Martín, Quintana & Zamorano, 2013).

Existe uma relação significativa entre o ângulo do antepé e o ângulo do retropé, bem como entre o ângulo do antepé e o escafoide baixo, em indivíduos saudáveis. A relação entre os ângulos do antepé e retropé baseia-se no princípio de que, quando existe varismo do antepé, o retropé vai everter para o pé ficar paralelo ao solo. No entanto, não se sabe se o varismo do antepé leva à pronação do médiopé/retropé, ou se é a pronação do médiopé/retropé que vai originar varismo do antepé, devido à carga na zona medial. De qualquer modo, eles estão relacionados (Buchanan & Davis, 2005).

Hagen, Sanchez-Bergmann, Seidel e Lahner (2015) defendem que, ao testar a força na amplitude de movimento subtalar, devem ser consideradas diferenças relativas à idade e ao sexo, tanto no perfil de força subtalar, como na amplitude de movimento. Neste estudo, as mulheres mais jovens apresentaram maior capacidade de força pronada no ângulo articular mais pronunciado, o que pode ser devido, em parte, à maior

amplitude de movimento da articulação subtalar em comparação com os outros grupos. Na posição mais supinada, tanto a capacidade de força pronada como supinada foi mais reduzida em mulheres mais jovens, em comparação com os homens mais jovens (Hagen et al., 2015).

As medidas de postura do pé podem explicar apenas uma pequena variação na cinemática do pé. As medidas de postura estática do pé e, em particular, o IPP, foram mais fortemente associados com a cinemática do pé em comparação com as medidas de mobilidade do pé. Estes resultados sugerem que a cinemática do pé não pode ser inferida com precisão a partir de observações apenas da postura do pé (Buldt et al., 2015).

Os indivíduos com pé pronado têm maior controlo postural estático de olhos fechados e menor controlo postural dinâmico no sentido AP (Hogan et al., 2016). E o aumento da altura do arco longitudinal plantar está associada à diminuição do controlo ML em apoio unipodal (Cobb, Bazett-Jones, Joshi, Earl-Boehm & James, 2014).

A relação do complexo pé/tornozelo-anca

Khamis e Yizhar (2007) sugerem que o alinhamento da extremidade inferior até a cintura pélvica pode ser alterado devido às forças que atuam no pé (Khamis & Yizhar, 2007).

Devido à ação da gravidade no corpo, uma maior pronação do pé (rotação para dentro, para frente e para baixo) desloca os ilíacos anteriormente e para baixo (rotação anterior dos ilíacos). A rotação anterior dos ilíacos desloca o acetábulo posterior e cefalicamente (para trás e para cima), provocando hiperextensão dos joelhos e encurtando as pernas, com a perna mais curta correspondendo ao pé mais pronado (Rothbart, 2008; Rothbart, 2006).

O aumento do varismo no complexo pé-tornozelo, combinado com mobilidade de inversão no mediopé e com maior mobilidade de rotação interna na anca, estão relacionados com maior eversão do retropé, em carga. Assim, o ângulo do antepé e a mobilidade de rotação interna da anca podem predizer, parcialmente, a cinemática do retropé (Souza et al., 2014; Scattone Silva, Maciel & Serrão, 2015).

Foi realizado um estudo com vinte e oito homens, no qual se registaram parâmetros cinemáticos dos ângulos da articulação da anca e tronco, estando os indivíduos apenas sobre um apoio. A eversão induzida do pé produziu aumentos

significativos na flexão, rotação externa e anteversão da anca, havendo também inclinação lateral do tronco e rotação axial para o lado do apoio. Este estudo demonstrou que a eversão induzida do calcâneo afeta a cinemática tridimensional do tronco através da articulação da anca (Tateuchi, Shiratori & Ichihashi, 2011).

No estudo de Duval, Lam e Sanderson (2010) a posição do pé, pronada ou supinada, não teve relação significativa com a inclinação pélvica. Só a rotação interna das pernas fez com que a anca inclinasse anteriormente; e a rotação externa das pernas fez com que a anca se inclinasse posteriormente (Duval et al., 2010).

O colapso da extremidade inferior, em carga (descrito como adução e rotação interna do fémur, acompanhado de valgo do joelho, rotação interna da tibia e aumento da pronação do pé) pode estar relacionado com o desequilíbrio na força da anca no plano frontal. Uma diminuição da força isométrica dos abdutores da anca, relativamente aos adutores, está associada ao aumento da pronação do pé (Hollman, Kolbeck, Hitchcock, Koverman & Krause, 2006).

Relativamente à parte muscular, a diminuição de força de abdução e rotação externa da anca está associada a menor controlo postural dinâmico, em indivíduos com ICT (McCann et al., 2017).

A ICT está ainda associada ao défice de força excêntrica dos dorsiflexores do tornozelo e dos flexores da anca (Negahban et al., 2013).

O estudo de Bagwell, Fukuda e Powers (2016) objetivou determinar se existia uma relação cinemática consistente e previsível entre a anca e o fémur. Verificaram que a inclinação anterior anca estava relacionada com rotação interna do fémur; e o inverso era verdadeiro para a inclinação posterior da anca e rotação externa do fémur. Este estudo sugeriu que o movimento da anca no plano sagital pode influenciar o movimento transversal (rotação) do fémur (Bagwell et al., 2016).

Wada, Tateuchi e Ichihashi (2014) salientaram a importância do movimento da coluna e da anca no plano sagital, assim como a oscilação lateral da anca (movimento plano frontal), na previsão do movimento do COM durante a rotação do corpo. Neste estudo, o movimento lateral do COM para o lado rotacional mostrou relação negativa com a flexão da coluna vertebral e foi positivamente relacionado com a inclinação pélvica anterior (Wada et al., 2014).

A flexão da anca, a flexão do joelho em carga e a interação entre tornozelo e pé (composta de flexão plantar, flexão do primeiro dedo e deslocamento do centro de

pressão) são os principais determinantes dos deslocamentos do COM no plano sagital. A adução e a oscilação vertical da anca contribuem de forma mais significativa para o deslocamento ML do COM no plano frontal (Lin, Gfoehler & Pandy, 2014).

A marcha

Twomey e McIntosh (2012) investigaram a cinemática do membro inferior entre pé neutro e plano, durante o ciclo da marcha, particularmente no plano transversal. No geral, houve muito poucas diferenças na cinemática dos membros inferiores entre o grupo com arco longitudinal normal e baixo. O aumento da rotação externa da anca no grupo com pé plano foi a única diferença significativa. O aumento da rotação externa da anca e o maior ângulo de progressão externo do pé (diferença angular entre o eixo do pé e a direção da marcha) nos indivíduos com pé plano, mostraram uma necessidade de examinar a marcha de forma mais abrangente para estabelecer a causa ou o efeito dessas diferenças observadas (Twomey & McIntosh, 2012).

Um outro estudo avaliou a cinemática dentro do pé, em indivíduos com variação na altura do arco longitudinal. Este estudo concluiu que a altura do arco teve uma fraca relação com os rácios da cinemática no pé durante a marcha (Wilken, Rao, Saltzman & Yack, 2011).

Foi realizada uma análise da marcha para investigar a presença de classes gerais de compensação, numa amostra de pacientes com pé plano. Os resultados deste estudo identificaram quatro classes de parâmetros de compensação, apresentando diferenças percentuais entre os grupos no estudo. As diferenças no padrão de marcha podem estar relacionadas tanto com os défices motores primários como com os mecanismos compensatórios secundários. Os autores mostraram que o pé plano afeta os parâmetros cinemáticos e cinéticos gerais da marcha. A compensação é vista como uma cadeia originada numa alteração de movimento dentro da articulação do tornozelo (Błażkiewicz, Wiszomirska, Kaczmarczyk, Brzuszkiewicz-Kuźmicka & Wit, 2017).

Hillstrom et al. (2013) verificaram que os diferentes tipos de pé (plano, neutro e cavo) exibiam medidas significativamente diferentes de estrutura e função. Várias medidas da estrutura do pé foram significativamente diferentes entre os tipos de pé, em vários locais do antepé e do arco longitudinal. Os pés planos tinham índices de COP

significativamente diferentes em comparação com os pés neutro e cavo ([Hillstrom et al., 2013](#)).

Numa investigação acerca das diferenças no movimento dos pés neutros e planos, os indivíduos com pés planos demonstraram maior pico de flexão plantar e abdução do antepé e rotação interna do retropé, em comparação com indivíduos com pés neutros. Os participantes com pé plano apresentaram também diminuição da adução máxima do antepé e uma tendência para o aumento da eversão do retropé. Estes resultados reforçam a noção de que os pés planos têm movimento alterado associado a maior pronação durante a marcha ([Levinger et al., 2010](#)).

O objetivo do estudo de [McPoil e Cornwall \(1996\)](#) foi determinar se as medidas estáticas das extremidades inferiores poderiam ser usadas para prever a magnitude do movimento do retropé durante a marcha. Os resultados indicaram que a única variável capaz de prever a máxima pronação do retropé foi a diferença na altura do escafoide. Os autores verificaram também que as medidas estáticas da extremidade inferior eram maus preditores do movimento dinâmico do retropé ([McPoil & Cornwall, 1996](#)).

O estudo de [Jonely, Brismée, Sizer e James \(2011\)](#) demonstrou que, durante a posição em carga, o escafoide baixo estava relacionado com as pressões plantares do hálux e antepé; enquanto que o índice de arco e a posição do escafoide relacionavam-se com a pressão do hálux. Durante a marcha, o índice de arco, o escafoide baixo e a posição do escafoide foram correlacionados com pressões do hálux e do antepé, enquanto o índice do arco e o escafoide baixo foram correlacionados com a pressão do mediopé. Assim, os autores concluíram que arcos baixos do pé estão fracamente moderadamente associados a maiores pressões sob o hálux e sobre o mediopé; e a menores pressões sob o antepé, em indivíduos saudáveis ([Jonely et al., 2011](#)).

A falta de uma posição de referência comum ao definir as posturas dos pés pode dificultar a diferenciação da função do pé, em indivíduos com patologias. Noutro estudo, utilizou-se a posição subtalar neutra como base de referência para análise do antepé e retropé, através da comparação dos padrões de caminhada, em indivíduos classificados como normais e pronados. Utilizando o neutro subtalar, os autores verificaram um aumento significativo na eversão do retropé durante a fase inicial da marcha, e maior dorsiflexão do primeiro metatarso ao longo da fase de apoio, no grupo pronado. Quando aplicada a indivíduos com diferentes posturas dos pés, a seleção de

uma posição de referência comum mostrou padrões cinemáticos de marcha consistentes com teorias de aumento da pronação (Houck, Tome & Nawoczenski, 2008).

Num estudo sobre a análise cinemática do tornozelo no plano frontal, indivíduos com ICT demonstram menor variabilidade na passada, relativamente a indivíduos saudáveis. Esta diminuição da variabilidade da passada indicou que a ICT pode estar associada a um sistema sensoriomotor menos adaptável às mudanças ambientais (Terada et al., 2015).

Indivíduos com ICT podem ter comprometimentos sensoriomotores que afetam o controlo da anca, para além do tornozelo. Foi comparada a coordenação do tornozelo e a variabilidade da coordenação durante a marcha em dez indivíduos com ICT e dez indivíduos saudáveis. Este estudo permitiu verificar que a ICT está associada à alteração da coordenação do tornozelo e à variabilidade da coordenação na fase de apoio durante a marcha (Yen, Chui, Corkery, Allen & Cloonan, 2017).

Foi realizado um estudo para avaliar se a dominância do pé direito, do pé esquerdo ou a inexistência de pé dominante teria efeitos sobre os parâmetros da marcha. Verificou-se estas condições não afetam os parâmetros espaciais nem angulares da marcha. A população masculina do estudo apresentou uma passada significativamente mais ampla do que a população feminina. Houve diferença significativa no ângulo da marcha em ambos os géneros, com valores médios mais elevados no lado esquerdo, comparado ao direito (Zverev, 2006).

O mecanismo de propulsão do pé

Segundo o estudo de Lucas e Cornwall (2017), os indivíduos com um mecanismo de propulsão do pé ausente ou comprometido obtiveram um IPP médio de +6,8 - mais pronado, comparado com +2,5 – neutro, relativamente a indivíduos com um mecanismo de propulsão ativo. Os indivíduos sem mecanismo de propulsão funcional apresentaram uma postura do pé mais pronada, menor altura do arco dorsal e maior largura do meio do pé, em comparação com os indivíduos com mecanismo de propulsão funcional (Lucas & Cornwall, 2017).

O estudo de Aquino e Payne (2001) revelou que a pronação excessiva não afeta o mecanismo de propulsão do pé. Os factores associados a este mecanismo foram: a posição do antepé em relação ao retropé, a posição do eixo da articulação subtalar e o

rácio entre a posição do escafoide e o comprimento do pé. O estudo sugere que estas medidas estáticas podem ser válidas na previsão de alguns aspetos da função dinâmica do pé durante a fase de propulsão da marcha (Aquino & Payne, 2001).

Teste de agachamento unipodal

O teste de AU é uma ferramenta frequentemente utilizada para avaliar padrões funcionais de movimento, função biomecânica geral, risco de lesão, previsão de recuperação e como medida de resultado da reabilitação (Crossley, Zhang, Schache, Bryant, & Cowan, 2011; Weeks et al., 2012).

Segundo Crossley et al. (2011), o teste do AU baseia-se na avaliação de cinco critérios, cada um deles definido por requisitos. Os critérios de avaliação visam avaliar a performance geral do movimento, a postura do tronco sobre a pélvis, a postura pélvica, a postura e movimento pélvicos e a postura e movimento dos joelhos.

No estudo de Weeks et al. (2012) foram analisados os valores máximos de flexão do joelho, bem como desvio ML do joelho e a máxima adução da anca. Este teste mostrou uma boa fiabilidade entre avaliadores com pouca experiência e excelente fiabilidade entre avaliadores profissionais (fisioterapeutas).

O AU apresenta-se como um teste fiável para avaliar a estabilidade e a função musculoesquelética dos membros inferiores, sem necessidade recorrer a ferramentas ou instrumentos (Crossley et al., 2011; Weeks et al., 2012).

Um outro estudo teve o objetivo de verificar a diferença entre estratégias de movimento entre géneros, durante o AU. Foram analisados o deslocamento do tronco e da anca, o movimento do joelho e considerados ângulos de movimento da anca e do joelho nos três planos. As mulheres apresentaram menor flexão do tronco, maior adução da anca e maior abdução do joelho, notando-se uma rotação do tronco e da anca para o lado da perna de apoio, quando o joelho fletia a 45°. Já os homens apresentaram um padrão de movimento diferente, rodando o tronco para o lado da perna de apoio e rodando a anca para o lado contrário. Verificaram então que o padrão de movimento das mulheres as tornava mais sujeitas a lesões e dores no joelho (Graci, Van Dillen, & Salsich, 2012).

Verifica-se que existem vários métodos para avaliar o teste do AU. Independentemente do método de avaliação, o teste do AU é fiável para avaliar a estabilidade e a função do membro inferior.

Capítulo 2 – Metodologia

2.1. Tipo de estudo

Estudo observacional, populacional de análise de séries temporais (controlo postural), de forma transversal, com intervenção do investigador.

2.2. Variáveis

As variáveis independentes, ou seja, as que são características dos indivíduos, são: o tipo de pé, a idade, a altura e o peso. Para este estudo, a principal variável a considerar será o tipo de pé (pronado, neutro ou supinado), segundo a avaliação pelo Índice de Postura do Pé.

A variáveis dependentes serão aquelas que estão sujeitas aos procedimentos e às condições laboratoriais: todas as variáveis de posturografia (Desloc., Veloc., Amp., Área), em quatro posições distintas; os ângulos do tronco, do joelho e do tornozelo, no teste do AU; e os ângulos do joelho e tornozelo, os tempos de apoio de cada membro, a frequência do ciclo, as amplitudes dos passos, a percentagem das fases de apoio e oscilação na marcha

2.3. Critérios de inclusão e exclusão

Foram incluídos indivíduos (homens e mulheres) sem lesões ou alguma deformidade osteoarticular, com idade superior a dezoito anos.

Foram excluídos indivíduos com situações de lesões nos últimos seis meses ou queixas algicas na altura dos testes.

2.4. População e contexto

A população considerada foram vinte indivíduos: alunos (rapazes e raparigas) da Escola Superior de Saúde Lopes Dias (ESSLD), em Castelo Branco.

Todos os participantes foram informados acerca dos objetivos da pesquisa e dos procedimentos e apresentaram sua concordância em participar, através da assinatura de Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Antes do início dos testes, os alunos foram também medidos e pesados.

Tabela 2 – Caracterização da amostra relativamente a variáveis morfológicas

	Idade		Peso		Altura		IMC	
	Média	± dp	Média	± dp	Média	± dp	Média	± dp
N=20	20,50	± 0,89	65,96	± 11,24	1,67	± 0,08	23,45	± 3,04
N=8	20,88	± 0,83	66,27	± 12,29	1,69	± 0,08	23,16	± 3,50

(dp) desvio padrão

O teste de controlo postural e a avaliação do IPP foi realizado em vinte indivíduos, mas somente a oito indivíduos foi possível realizar todos os testes.

2.5. Instrumentos para recolha de dados

- Câmaras de vídeo (CASIO EXLIM) para análise tridimensional (para os testes da Marcha e do AU),
- Aplicação *freeware* KINOVEA® (para análise dos parâmetros cinemáticos da Marcha e do AU) e MatLab (para o teste de Posturografia),
- Plataforma de forças PLUX, para avaliação das oscilações do COP,
- Goniómetro (para o teste do IPP),
- Uma caixa com cerca de 30cm altura (para o teste do AU).

2.6. Procedimentos

Os testes foram efetuados no período de apenas um dia, de modo a conseguir concentrar o maior número possível de indivíduos. Foram executados primeiro os testes de avaliação estática e, de seguida, aleatoriamente os testes de avaliação dinâmica. Os nomes dos participantes foram listados em código em folhas de pontuação de acordo com cada um dos testes.

Os participantes realizaram os testes descalços, de modo a que não existisse enviesamento por influência do calçado. Foram também instruídos a usar calções e uma

camisola justa, para facilitar a colocação dos marcadores e evitar que estes se movessem sobre a roupa.

2.6.1. Avaliação estática – Índice de postura do pé

Avaliação da posição do pé (pronado, neutro, supinado) foi realizada através do IPP. O IPP é um método de classificação da postura do pé utilizado para quantificar o grau em que um pé é pronado, neutro ou supinado.

Sendo uma medida da postura estática do pé, não substitui a avaliação dinâmica.

Este método sofreu algumas alterações, mas resultou numa análise simples de seis parâmetros quantificáveis havendo, no final, uma pontuação total atribuída ao membro avaliado. Esta pontuação corresponde aos diferentes padrões de postura do pé.

Estas medidas são fáceis de aplicar, eficientes em termos de tempo, não dependem de tecnologia dispendiosa, os resultados são de fácil análise e os dados finais são quantificáveis. Para além disso, fornecem informações de postura nos três planos e nas três zonas do pé (antepé, médiopé e retropé).

O indivíduo deveria estar em pé, com os pés paralelos e ligeiramente afastados, com os olhos abertos, sobre uma base de suporte se aproximadamente de cerca de 120cm² (40cmx30cm).

Esta avaliação foi feita com recurso à observação e à palpação, com base numa grelha de 6 factores de avaliação. Cada um dos factores foi classificado com valores entre (-2; -1; 0; 1; 2). Ao valor -2 corresponde um pé mais supinado; a zero um pé neutro; e a 2 um pé mais pronado. Na pontuação final, um pé supinado fica classificado entre -12 e -5; um pé neutro entre -4 e 4; e um pé pronado entre 5 e 12 (Redmond et al., 2008; Redmond, 2005).

2.6.2. Avaliação estática – Variáveis da plataforma de forças

As variáveis lineares do controlo postural foram recolhidas através do teste de posturografia estática, na plataforma de forças PLUX (*Wireless Biosignals, SA, Portugal*).

As variáveis em análise resultante das oscilações do COP foram: a) deslocamento total do centro de pressão (DOT); b) deslocamento total do centro de pressão nas diferentes direções (DOT_AP) e (DOT_ML); c) amplitude de deslocamento do centro de pressão nas diferentes direções (AMP_AP) e (AMP_ML); d) área elíptica de oscilação do COP, estimativa resultante da dispersão de 95% das oscilações do COP; e) velocidades do deslocamento das oscilações do COP – velocidade resultante (VR) e velocidade nas diferentes direções (V_ML) e (V_AP). Estas são variáveis normalmente utilizadas para análise das oscilações do COP (Duarte & Freitas, 2010; Prieto et al., 1996).

As posições definidas para obtenção das oscilações do COP foram as seguintes: 1) posição bípede de olhos abertos (O.A); 2) posição bípede de olhos fechados (O.F); 3) posição unipodal de olhos abertos sobre a perna direita (U.D); 4) posição unipodal de olhos abertos sobre a perna esquerda (U.E). Foram calculadas todas as variáveis anteriormente descritas para cada uma das quatro posições. Foi realizada uma demonstração dos testes a cada indivíduo. A plataforma foi montada no laboratório de Biomecânica da ESSLD, e os dados da oscilação postural foram recolhidos a 100 Hz, durante 30 segundos.

Os dados foram gravados sem alteração da informação e, a cada ficheiro, foi atribuído um código com três iniciais do nome do indivíduo e posição em que foi executado o teste. No tratamento dos dados, a informação gravada foi considerada durante 30 segundos por ordem cronológica inversa à recolha (do fim para o início), de modo a captar o período mais estável do teste.

Foram utilizadas rotinas do *software* MatLab (*The MathWorks, Inc., Natick, MA, EUA*) para tratamento e cálculo dos dados de controlo postural.

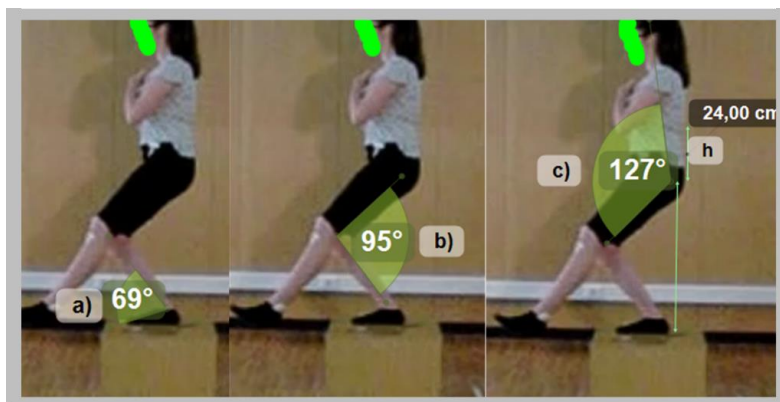
2.6.3. Avaliação dinâmica – Agachamento unipodal

Os objetivos deste teste foram: a avaliação da postura do tronco sobre a pélvis (ângulo do tronco - c), do movimento do joelho (ângulo do joelho - b) e do movimento do tornozelo (ângulo do tornozelo - a) (Ilustração 3). Todos os participantes receberam as mesmas instruções acerca de como realizar a tarefa. Os indivíduos deveriam ficar sobre a perna dominante, em cima de uma caixa de 30 cm. Define-se como perna dominante a perna com a qual o participante chutaria uma bola. Os indivíduos foram

instruídos a dobrar os braços sobre o peito e a agachar o máximo possível, cinco vezes consecutivas, de forma lenta e controlada, mantendo o equilíbrio, a uma velocidade aproximada de um agachamento por dois segundos, sendo avaliado o deslocamento vertical (h).

Durante o teste de AU, foi colocada uma câmara de vídeo a aproximadamente três metros na frente do participante, num tripé à altura da anca; e outra lateralmente, captando ambas os movimentos do teste. As imagens digitais foram armazenadas de forma codificada (sem identificação) para posterior avaliação.

Ilustração 1 - Ângulos relativos e deslocamento vertical utilizados para análise do teste AU



(h) variação do deslocamento vertical na máxima flexão; (a) ângulo da dorsiflexão do pé; (b) ângulo do joelho; (c) ângulo da anca (segmento tronco e coxa).

2.6.4. Avaliação dinâmica – Marcha

Os alunos que voluntariamente participaram neste estudo foram instruídos para realizar cinco ciclos de marcha de forma confortável e da forma natural (velocidade confortável) e repetiram cinco vezes. As recolhas foram realizadas no laboratório de Biomecânica da ESSLD.

Para análise dos parâmetros cinemáticos foram utilizadas três das cinco repetições e um ciclo completo da marcha: o terceiro ciclo, por ser o mais “estável”.

Foram considerados quatro instantes das diferentes subfases do ciclo da marcha, sendo estes: A - o instante de contacto inicial do pé que iniciou a marcha, B - o instante da perda de contacto do membro contra lateral, C - instante do contacto do membro contra lateral, D - a saída do membro que iniciou o ciclo da marcha (Ilustração 1).

Os parâmetros cinemáticos avaliados foram: os ângulos inter-segmentares do joelho (α) e do tornozelo (β) (Ilustração. 2), o tempo de apoio do membro que inicia o ciclo de marcha, o tempo de apoio do membro contra lateral, a frequência do ciclo e amplitudes dos passos, assim como a percentagem da fase de apoio e da fase de oscilação.

Ilustração 2 – Instantes das fases utilizadas na avaliação da marcha

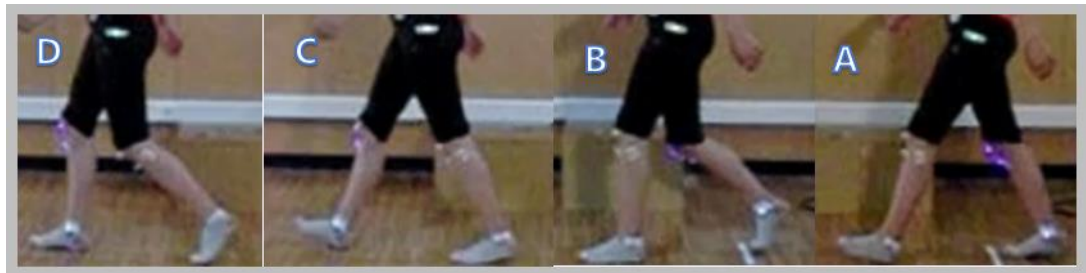
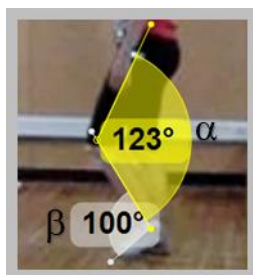


Ilustração 3 – Ângulos relativos utilizados para análise cinemática



Para melhor identificação dos centros articulares, foram utilizados marcadores passivos nos maléolos medial e lateral e na cabeça do quinto metatarso. A aquisição das imagens para posterior tratamento foi realizada através de uma câmara CASIO EXLIM a 210 Hz, posicionada paralelamente aos eixos articulares, ou seja, perpendicularmente ao plano de execução. Os ângulos articulares e as distâncias das amplitudes dos passos, foram obtidas através da aplicação *freeware* KINOVEA®.

2.7. Análise estatística

Toda análise estatística foi elaborada através do SPSS (*Statistical Package for Social Sciences*; versão 17.0) para o *Windows*, sendo considerando um grau de significância de 5% ($\alpha = 0,05$) para todas as análises.

Para além da estatística descritiva, foram utilizados os seguintes testes:

Para testar a normalidade da amostra, foi usado o teste Shapiro Wilk, que revelou uma amostra não normal.

O teste *Kruskal-Wallis*, alternativa não paramétrica à ANOVA, foi aplicado para verificar a influência do tipo de pé nas variáveis de controlo postural,

Ao confirmar a existência de uma influência significativa da variável, aplicou-se o teste *Mann-Whitney*.

A variável considerada independente foi o tipo de pé, por ser uma característica única em cada sujeito. Foram também verificadas as correlações entre o tipo de pé e as diferentes variáveis de controlo postural nas posições unipodais, através do teste de correlação de *Spearman*.

Capítulo 3 - Resultados

Os testes de controlo postural e IPP foram realizados a todos os participantes (N=20), enquanto que só foi possível efetuar os testes da marcha e AU a oito dos participantes (N=8).

As tabelas que se seguem dizem respeito aos valores médios e respetivos desvios padrão (Média±dp).

3.1. Resultados do teste IPP

O teste do IPP resultou numa pontuação entre -12 e +12. O tipo de pé foi classificado como supinado entre os valores -12 e -5; neutro entre os valores -4 e 4; e pronado entre os valores 5 e 12. A tabela seguinte apresenta os tipos de pé (direito e esquerdo) para cada um dos 20 indivíduos.

Tabela 3 - Resultados da avaliação qualitativa do teste IPP

	Pronado	Neutro	Supinado
Pé Dt ^o	10	10	0
Pé Esq.	11	9	1

Verificou-se que a maioria dos indivíduos tem ambos os pés neutros ou pronados, sendo que existem alguns indivíduos com um pé neutro e o outro pronado. Apenas um indivíduo apresentou um dos pés supinado, sendo o outro neutro.

A média da classificação do tipo de pé é de 4,20 (DP=4,30) para o pé direito; e 3,53 (DP=4,78) para o pé esquerdo.

Tabela 4 - Relação entre Idade, IMC e Tipo de Pé (Feminino)

Feminino		
Idade	IMC	Tipo de pés (Dto e Esq)
19	26-28	Pronados
	18-20	Neutros
	20-22	Pronado(Dto)-Neutro(Esq)
	20-22	Neutros
20	20-22	Neutro(Dto)-Pronado(Esq)
	22-24	Pronados
	22-24	Neutro(Dto)-Pronado(Esq)
	24-26	Pronados
	20-22	Pronados
21	20-22	Pronados
	28-30	Pronados
22	20-22	Pronado(Dto)-Neutro(Esq)
	24-26	Pronados

Tabela 5 - Relação entre Idade, IMC e Tipo de Pé (Masculino)

Masculino		
Idade	IMC	Tipo de pés (Dto e Esq)
19	24-26	Neutros
	22-24	Neutros
20	24-26	Neutro(Dto)-Pronado(Esq)
	24-26	Neutros
21	28-30	Neutro(Dto)-Supinado(Esq)
	28-30	Neutros
22	20-22	Pronados

Na amostra predominam os indivíduos com os 2 pés pronados (1M; 7F), seguidos dos indivíduos com os 2 pés neutros (4M; 2F). Este resultado está de acordo com as conclusões do estudo de [Rodríguez et al. \(2013\)](#), em que os tipos de pé predominantes são pronados e neutros.

3.2. Resultados do teste de posturografia

As variáveis do controlo postural são apresentadas na tabela 4 e dizem respeito às variáveis quantitativas das oscilações do COP. Os valores médios mais elevados são referentes às variáveis DOT, DOT_AP e DOT_ML, por serem o somatório dos pequenos deslocamentos realizados ao longo da recolha. Nas posições U.E e U.D nota-se uma oscilação maior na componente unilateral e, sem dúvida, também maior velocidade de oscilação. Em posição unipodal, nos segmentos acima do tornozelo, verifica-se uma maior oscilação na direção AP. Na posição bípede de olhos fechados, os participantes também apresentam valores de oscilação mais elevados.

Tabela 6 – Variáveis resultantes da oscilação do COP

	Variáveis de Controlo Postural											
	B_AO			B_OF			U_D			U_E		
	Média	±	dp	Média	±	dp	Média	±	dp	Média	±	dp
DOT (cm)	120,15	±	34,46	192,09	±	165,88	275,67	±	137,75	291,03	±	188,10
DOP_AP (cm)	69,36	±	27,24	100,71	±	60,92	151,64	±	46,66	147,22	±	43,48
DOT_ML (cm)	96,94	±	26,59	160,22	±	158,25	226,51	±	136,87	245,10	±	191,99
AMP_AP (cm)	2,22	±	0,66	3,14	±	2,51	4,49	±	1,92	3,98	±	1,34
AMP_ML (cm)	2,98	±	1,00	5,30	±	6,96	7,21	±	6,30	7,26	±	6,02
AREA (cm ²)	3,70	±	2,96	14,36	±	29,35	21,15	±	26,94	22,13	±	29,92
VR (cm/s)	1,20	±	0,34	1,92	±	1,66	2,76	±	1,38	2,91	±	1,88
V_AP (cm/s)	0,69	±	0,27	1,01	±	0,61	1,52	±	0,47	1,47	±	0,43
V_ML (cm/s)	0,97	±	0,27	1,60	±	1,58	2,27	±	1,37	2,45	±	1,92

DOT - Distância total percorrida ; AMP - Amplitude de Oscilação ; AREA - Área elíptica a 95 % das coordenadas do centro de pressão (COP); VR - Velocidade resultante de Oscilação; V - Velocidade de oscilação ; AP - Direcção antero - posterior; ML - Direcção médio - lateral; OA - Olhos abertos; OF - Olhos fechados; B - Bípede; U - Unipodal; E - Esquerdo; D - Direito

O parâmetro área de oscilação foi o que apresentou maior variabilidade, principalmente na condição O.F e nas posições U.D e U.E.

3.3. Resultados do teste AU

Os valores do teste AU são apresentados na tabela 5, com valores médios e desvio padrão para cada variável de avaliação do teste AU: ângulo do joelho, ângulo do tornozelo, ângulo do tronco e deslocamento vertical, todos ele medidos no plano sagital, na posição de maior flexão do teste.

Tabela 7 – Resultados da avaliação quantitativa do teste AU

	Ang_Joe (°)		Ang_Tornozelo (°)		Ang_Tronco (°)		h (cm)	
	Média	± dp	Média	± dp	Média	± dp	Média	± dp
N=8	98,50	7,03	75,50	6,07	117,63	9,46	24,28	5,15

Ang. - Ângulo ; dp - desvio padrão; h - deslocamento vertical

Os valores mais elevados correspondem aos ângulos do tronco ($117,63 \pm 9,46$), seguidos dos ângulos do joelho ($98,50 \pm 7,03$). Em média, verificou-se uma oscilação vertical de 24,28cm ($\pm 5,15$) entre o ponto de início do teste e da flexão máxima do AU.

3.4. Resultados do teste da marcha

Na seguinte tabela são apresentados os valores médios com o respetivo desvio padrão das três repetições do ciclo da marcha, de cada um dos oito indivíduos avaliados. As variáveis em análise são: o comprimento do primeiro e segundo passos, os tempos de apoio relativos ao primeiro e segundo apoios e o tempo do ciclo.

Tabela 8 – Resultados das variáveis temporais da marcha

	Comprimento dos Passos (cm)				Tempos de apoio (ms)				Tempo de Ciclo (ms)	
	1º passo		2º passo		1º apoio		2º apoio		Tempo de Ciclo (ms)	
	Média	± dp	Média	± dp	Média	± dp	Média	± dp	Média	± dp
S01	62,11	± 3,53	57,33	± 4,58	623,67	± 29,70	613,67	± 19,50	982,67	± 12,01
S02	52,05	± 0,89	55,13	± 2,47	742,67	± 12,66	742,33	± 16,92	1125,33	± 12,06
S03	70,26	± 1,60	71,03	± 1,17	612,33	± 18,01	609,00	± 8,66	978,67	± 26,39
S04	57,18	± 2,70	56,41	± 3,64	693,00	± 22,52	691,67	± 19,22	1039,33	± 63,51
S05	62,83	± 3,64	63,85	± 0,77	769,00	± 13,86	777,33	± 27,79	1196,33	± 26,39
S07	66,16	± 1,54	71,54	± 0,77	701,33	± 15,50	682,00	± 9,85	1069,33	± 18,01
S08	57,70	± 2,67	60,00	± 2,78	698,00	± 17,09	710,33	± 10,97	1088,33	± 18,01
S09	58,97	± 1,18	65,39	± 1,33	658,33	± 7,09	642,67	± 12,66	1028,00	± 5,00

(dp) desvio padrão

Notas: 1º passo – desde o contacto inicial do calcanhar com o solo do membro que inicia o ciclo de marcha até ao contacto inicial do membro contra lateral; 2º passo – desde o contacto inicial do calcanhar do membro

contra lateral até novamente o apoio do calcanhar do membro que inicia o ciclo de marcha; 1º apoio – desde o contacto inicial do calcanhar com o solo do membro que inicia o ciclo de marcha até à perda de contacto do mesmo membro; 2º apoio – desde o contacto inicial do calcanhar com o solo do membro contra lateral até à perda de contacto do membro contra lateral;

Os valores do segundo passo tendem a ser ligeiramente mais elevados do que os do primeiro passo. O contrário só se verifica em dois dos indivíduos. O tempo do primeiro apoio é, na maioria dos casos, superior ao tempo do segundo apoio. No entanto, não se verifica muita discrepância de um para o outro, nem entre indivíduos. O tempo médio do ciclo também não varia muito entre indivíduos.

As tabelas 7 e 8 indicam os valores médios e respetivos desvios padrão dos ângulos máximos do joelho e tornozelo, para ambos os membros, em cada instante do ciclo da marcha.

Tabela 9 – Ângulos do joelho e tornozelo nos instantes A e B do ciclo da marcha

	contacto Inicial								perda de contacto no solo membro colateral							
	Lado esquerdo				Lado Direito				Lado esquerdo				Lado Direito			
	$\alpha 1$ (°)		$\beta 1$ (°)		$\alpha 2$ (°)		$\beta 2$ (°)		$\alpha 1$ (°)		$\beta 1$ (°)		$\alpha 2$ (°)		$\beta 2$ (°)	
	Média	± dp	Média	± dp	Média	± dp	Média	± dp	Média	± dp	Média	± dp	Média	± dp	Média	± dp
S01	169,67	± 3,06	109,33	± 2,08	170,33	± 4,04	99,00	± 2,65	158,00	± 1,00	112,00	± 2,00	137,33	± 0,58	127,33	± 3,06
S02	170,33	± 5,03	111,00	± 2,00	169,33	± 4,73	97,33	± 3,06	163,33	± 3,06	109,33	± 3,06	132,67	± 1,53	106,33	± 4,62
S03	176,00	± 1,00	107,00	± 1,00	168,67	± 6,03	96,33	± 5,51	163,67	± 2,52	109,00	± 1,73	134,67	± 3,79	111,33	± 7,09
S04	180,33	± 2,31	117,00	± 2,65	134,67	± 2,52	115,33	± 1,53	174,33	± 1,53	99,00	± 5,00	183,67	± 1,53	115,33	± 1,53
S05	168,33	± 4,04	101,33	± 2,08	163,00	± 5,57	89,67	± 2,31	155,00	± 2,65	98,00	± 1,00	130,00	± 3,61	113,33	± 6,03
S07	176,67	± 1,15	112,00	± 3,00	166,33	± 6,81	96,00	± 2,65	165,33	± 2,52	109,67	± 2,08	125,00	± 1,00	127,67	± 0,58
S08	178,00	± 2,00	108,33	± 1,53	169,67	± 2,08	86,67	± 1,53	163,00	± 0,00	105,67	± 0,58	130,67	± 1,15	112,00	± 7,00
S09	173,00	± 1,00	107,00	± 1,00	164,33	± 1,15	93,00	± 1,73	162,00	± 3,00	107,67	± 0,58	127,00	± 1,00	121,67	± 1,53

(dp) desvio padrão

Notas: $\alpha 1$ – ângulo do joelho do membro que inicia o apoio no instante considerado; $\beta 1$ – ângulo do tornozelo do membro que inicia o apoio no instante considerado; $\alpha 2$ – ângulo do joelho do membro contra lateral no instante considerado; $\beta 2$ – ângulo do tornozelo do membro contra lateral no instante considerado

Na fase de contacto inicial da perna que inicia o ciclo, o membro do lado esquerdo apresenta graus de flexão de ambas as articulações ligeiramente superiores relativamente ao membro do lado direito.

No instante perda de contacto com o solo do membro contra lateral, o membro direito tem valores dos graus de flexão do joelho superiores ao membro esquerdo. No entanto, no tornozelo registam-se maiores ângulos de flexão no membro esquerdo.

Tabela 10 – Ângulos do joelho e tornozelo nos instantes C e D do ciclo da marcha

	contacto membro colateral						perda de contacto no solo membro colateral									
	Lado esquerdo			Lado Direito			Lado esquerdo			Lado Direito						
	$\alpha 1$ (°)		$\beta 1$ (°)	$\alpha 2$ (°)		$\beta 2$ (°)	$\alpha 1$ (°)		$\beta 1$ (°)	$\alpha 2$ (°)		$\beta 2$ (°)				
	Média	± dp	Média	± dp	Média	± dp	Média	± dp	Média	± dp	Média	± dp				
S01	167,00	± 5,57	94,33	± 1,53	171,67	± 3,06	114,00	± 6,08	143,00	± 17,78	105,33	± 1,53	150,33	± 16,07	117,00	± 16,37
S02	162,33	± 2,52	93,00	± 2,65	178,00	± 1,73	101,33	± 1,53	129,67	± 1,53	105,00	± 2,65	171,00	± 2,00	106,67	± 5,13
S03	170,00	± 3,46	100,33	± 3,51	178,00	± 3,61	104,00	± 5,29	133,33	± 1,53	117,00	± 2,65	168,33	± 2,52	110,33	± 2,52
S04	174,33	± 1,53	99,00	± 5,00	183,67	± 1,53	109,33	± 2,52	134,33	± 1,53	118,00	± 1,00	188,00	± 2,00	115,00	± 5,29
S05	173,67	± 6,66	88,67	± 4,16	172,67	± 4,04	110,33	± 1,53	133,33	± 3,06	113,67	± 8,62	161,33	± 5,13	104,33	± 0,58
S07	167,67	± 3,21	90,33	± 1,53	178,67	± 0,58	109,00	± 1,73	126,33	± 2,52	136,33	± 0,58	169,67	± 3,79	111,33	± 1,53
S08	168,00	± 1,00	90,00	± 3,61	177,67	± 2,31	107,67	± 2,08	135,00	± 1,73	105,00	± 2,65	164,67	± 1,15	104,00	± 2,65
S09	167,67	± 3,51	94,67	± 0,58	175,33	± 1,53	111,33	± 4,73	127,33	± 0,58	121,00	± 4,58	165,67	± 2,52	112,67	± 2,08

(dp) desvio padrão

Notas: $\alpha 1$ – ângulo do joelho do membro que inicia o apoio no instante considerado; $\beta 1$ – ângulo do tornozelo do membro que inicia o apoio no instante considerado; $\alpha 2$ - ângulo do joelho do membro contra lateral no instante considerado; $\beta 2$ - ângulo do tornozelo do membro contra lateral no instante considerado

Na fase de contacto do membro contra lateral, ambas as articulações apresentam maiores ângulos de flexão no lado direito.

No instante da perda de contacto do membro que inicia o ciclo, os ângulos de flexão do joelho são superiores no membro esquerdo. Mas os ângulos do tornozelo tendem a ser superiores no membro direito.

3.5. Resultados da análise estatística

Para testar a normalidade da amostra, foi usado o teste Shapiro Wilk, que revelou uma amostra não normal.

De seguida, recorremos ao teste não paramétrico Kruskal-Wallis para verificar a influência do tipo de pé nas variáveis de controlo postural AMP, VR_O.A e V, na totalidade da amostra (n20); sendo que não se verificou essa influência.

Tabela 11 – Teste Kruskal Wallis (n=20): influência do tipo de pé nas variáveis de controlo postural

Tipo de pé (IPP)	Esquerdo		Direito	
	χ^2	p	χ^2	p
AMP_AP_UD	2,584	0,275	0,023	0,88
AMP_AP_EU	0,37	0,831	0	1
AMP_ML_UD	0,406	0,816	0,28	0,597
AMP_ML_EU	0,188	0,91	0,051	0,821
VR_OA	0,149	0,928	0,143	0,705
VR_OA	0,37	0,831	0,051	0,821
V_AP_UD	1,388	0,499	0,366	0,545
V_AP_EU	0,214	0,899	0,091	0,762
V_ML_UD	0,084	0,959	0,28	0,597
V_ML_EU	0,943	0,624	0,023	0,88

O teste Kruskal-Wallis foi ainda utilizado com os dados do grupo dos oito (n=8) indivíduos que realizaram todos os testes, de modo a verificar a influência do tipo de pé nas variáveis de controlo postural, nas variáveis do teste do AU e nas variáveis cinemáticas da marcha.

Tabela 12 - Teste Kruskal Wallis (n=8): influência do tipo de pé nas variáveis de controlo postural, no teste do AU e nas variáveis cinemáticas da marcha

Tipo de pé (IPP)		Esquerdo		Direito	
Variáveis		χ^2	p	χ^2	p
A	$\alpha 1$	1,333	0,248	0,2	0,655
	$\beta 1$	0,527	0,468	0,81	0,368
	$\alpha 2$	0,083	0,773	0,556	0,456
	$\beta 2$	0	1	0,556	0,456
B	$\alpha 1$	0,333	0,564	0,022	0,881
	$\beta 1$	0,75	0,386	0,022	0,881
	$\alpha 2$	0,083	0,773	1,089	0,297
	$\beta 2$	0,75	0,386	0,022	0,881
C	$\alpha 1$	5,333	0,021*	5	0,025*
	$\beta 1$	0,021	0,885	0,81	0,368
	$\alpha 2$	0,083	0,773	0,2	0,655
	$\beta 2$	0,527	0,468	0,09	0,764
D	$\alpha 1$	0,333	0,564	0,2	0,655
	$\beta 1$	2,083	0,149	3,756	0,053
	$\alpha 2$	0,083	0,773	0,2	0,655
	$\beta 2$	0	1	1,102	0,294
comprimento do passo	L1	0,337	0,561	1,102	0,294
	L2	1,333	0,248	0,022	0,881
Tempo de apoio #1	t1	0,083	0,773	0,556	0,456
Tempo de Ciclo	t3	0,333	0,564	0,022	0,881
Tempo de apoio #2	t2	0,75	0,386	0,022	0,881
Frequência de Ciclo	F	0,333	0,564	0,022	0,881
Velocidade de marcha	v	2,083	0,149	1,089	0,297
% Fase de Suporte	%FS	1,333	0,248	0,2	0,655
% Fase de Oscilação	%FO	1,333	0,248	0,2	0,655
Controlo Postural (posturografia)	DOT_UD	0	1	0,556	0,456
	DOT_EU	0,083	0,773	1,8	0,18
	DOT_AP_UD	0,083	0,773	0,2	0,655
	DOT_AP_EU	0,083	0,773	0,556	0,456
	DOT_ML_UD	0	1	0,556	0,456
	DOT_ML_EU	0	1	1,089	0,297
	AMP_AP_UD	1,333	0,248	1,089	0,297
	AMP_AP_EU	0	1	1,089	0,297
	AMP_ML_UD	0,75	0,386	2,689	0,101
	AMP_ML_EU	0	1	1,089	0,297
	AREA_UD	0,333	0,564	1,8	0,18
	AREA_EU	0,083	0,773	1,8	0,18
	VR_OA	0	1	0,556	0,456
	VR_OA	0,083	0,773	1,8	0,18
	V_AP_UD	0,083	0,773	0,2	0,655
	V_AP_EU	0,083	0,773	0,556	0,456
V_ML_UD	0	1	0,556	0,456	
V_ML_EU	0	1	1,089	0,297	
Agachamento Uni-Podal	SLS_Joe	0,534	0,465	0,023	0,88
	SLS_Tor	0,19	0,663	0,36	0,549
	SLS_Tro	3	0,083	3,756	0,053
	h	0,083	0,773	0,022	0,881

* $p < 0,05$

Apenas se verificou que o tipo de pé, tanto o direito como o esquerdo, influenciam o instante do ciclo da marcha em que o membro contralateral (ao que inicia o ciclo) contacta com o solo.

Foi ainda utilizado o teste de correlação de Spearman para verificar as correlações entre as variáveis. Os resultados das correlações poderão ser analisados com detalhe no capítulo Apêndices.

Tendo como base a formulação das hipóteses iniciais do estudo, os constrangimentos resultantes das características da amostra e o objetivo inicial, foi possível verificar que:

H1 – Não existe relação significativa entre o tipo de pé esquerdo e as variações na amplitude de oscilação na posição unipodal esquerda (U.E.).

H2 – Não existe relação significativa entre o tipo de pé direito e as variações na amplitude de oscilação na posição unipodal esquerda (U.D.).

H3 – Não existe relação significativa entre o tipo de pé esquerdo e as velocidades de oscilação na posição unipodal esquerda (U.E.)

H4 – Não existe relação significativa entre o tipo de pé direito e as velocidades de oscilação na posição unipodal direita (U.D.).

No entanto, foi possível verificar diferenças significativas na variável ângulo do joelho no teste da marcha ($\alpha 1, p < 0,05$) e nos tipos de pé esquerdo e direito no instante do contacto inicial no membro contra lateral. Podem ser aceites as hipóteses H5 e H6 inicialmente formuladas.

H5 - Existe relação significativa entre o tipo de pé esquerdo e as variáveis cinemáticas da marcha.

H6 - Existe relação significativa entre o tipo de pé direito e as variáveis cinemáticas da marcha.

Capítulo 4 – Discussão

Este trabalho teve como principal propósito verificar em que medida as alterações nas posições articulares e no movimento do membro inferior, avaliadas através dos testes IPP e AU, influenciavam o controlo postural e os parâmetros cinemáticos da marcha.

Salienta-se a importância, na vida diária, da capacidade de manter a estabilidade, assumir uma determinada posição ou efetuar um determinado movimento. O controlo postural depende de informações visuais, do sistema vestibular, proprioceptivo e cutâneo, para além da integridade motora. Está constantemente sujeito a oscilações e estratégias posturais sendo, por isso, um sistema intrinsecamente instável. Os resultados do teste de posturografia são claros neste aspeto, pois revelam valores do deslocamento do COP com alguma variabilidade em todas as direções.

Embora possa parecer muito intuitivo e óbvio que conseguimos maior estabilidade sobre dois apoios do que num só, foi-nos possível efetuar esta medição comparando as oscilações do COP em posição bípede e unipodal. Os nossos resultados são suportados pelos estudos de [Duarte e Freitas \(2010\)](#) e [Johansson et al. \(1988\)](#) que referem a posição bípede como sendo de maior estabilidade postural, uma vez que é caracterizada pela diminuição da oscilação corporal.

De um modo geral foi possível confirmar que, os valores de oscilação do COP em posição bípede são mais elevados quando os indivíduos ficam privados da informação visual, comparativamente à mesma posição com os olhos abertos.

No teste do AU os ângulos máximos de flexão do tronco, de flexão do joelho e do tornozelo, foram medidos de modo a verificar os deslocamentos do COM no plano sagital, como é também referido no estudo de [Lin et al. \(2014\)](#), e foi possível confirmar que os valores mais elevados correspondem aos ângulos do tronco, seguidos dos ângulos do joelho.

O teste IPP revelou que a maioria dos indivíduos tem os pés neutros ou pronados. Este resultado está de acordo com a literatura analisada, sendo que o estudo de [Rodríguez et al. \(2013\)](#) também revela maior frequência de pés neutros com algum grau de pronação e o estudo de [Redmond et al. \(2008\)](#) demonstra que a principal posição do pé em carga é ligeiramente pronada.

No teste da marcha, os valores do segundo passo tendem a ser ligeiramente mais elevados do que os do primeiro passo.

O tempo do primeiro apoio é, na maioria dos casos, superior ao tempo do segundo apoio. No entanto, não se verifica muita discrepância de um para o outro, nem entre indivíduos.

Na fase de contacto inicial da perna que inicia o ciclo, o membro do lado esquerdo apresenta graus de flexão de ambas as articulações ligeiramente superiores relativamente ao membro do lado direito. Pelo contrário, na fase de contacto do membro contra lateral, ambas as articulações apresentam maiores ângulos de flexão no lado direito.

No instante perda de contacto com o solo do membro contra lateral, o membro direito tem valores mais elevados dos graus de flexão do joelho e valores mais baixos de flexão do tornozelo, comparativamente ao membro esquerdo. Inversamente, no instante da perda de contacto do membro que inicia o ciclo, o membro esquerdo apresenta maiores ângulos de flexão do joelho e menores ângulos do tornozelo, em relação ao lado direito.

Relativamente à influencia do tipo de pé no comportamento do ângulo de flexão do joelho no instante do contacto, mostraram uma necessidade em estudar com mais detalhe esta influência para estabelecer a causa ou efeito das diferenças observadas. [Twomey e McIntosh \(2012\)](#), também demonstraram essa necessidade quando verificaram um aumento da rotação externa da anca e o maior ângulo de progressão externo do pé (diferença angular entre o eixo do pé e a direção da marcha) nos indivíduos com pé plano.

[Błażkiewicz et al. \(2017\)](#), sugeriram que as diferenças no padrão de marcha podem estar relacionadas tanto com os défices motores primários como com os mecanismos compensatórios secundários e que estes podem afetar parâmetros cinemáticos da marcha. Essa compensação era originada numa alteração de movimento dentro da articulação do tornozelo. No nosso estudo, as alterações encontradas situam-se ao nível do joelho, pelo que poderíamos sugerir que essa alteração tenha acontecido como compensação na articulação do tornozelo, no instante do contato.

No estudo de [McPoil e Cornwall \(1996\)](#), a diferença na altura do escafoide foi a variável capaz de predizer a máxima pronação do retropé. E, no estudo de [Jonely et al. \(2011\)](#) os autores verificaram que, durante a posição em carga, o escafoide baixo

estava relacionado com as pressões plantares do hálux e antepé, o que também poderá sugerir uma explicação para a variação do ângulo do joelho como estratégia para diminuir a carga no pé.

No estudo de [Houck et al. \(2008\)](#) os pés pronados implicaram um comportamento significativamente diferente no ângulo do joelho, verificando-se padrões cinemáticos de marcha consistentes com teorias de aumento da pronação.

No estudo de [Terada et al. \(2015\)](#), os indivíduos com ICT apresentaram comprometimentos sensoriomotores que afetavam o controlo da anca, para além do tornozelo. Demonstraram também menor variabilidade na análise cinemática do tornozelo no plano frontal, indicando que essa diminuição poderia estar associada a um sistema sensoriomotor menos adaptável às mudanças ambientais.

Embora o nosso estudo tenha somente analisado jovens adultos saudáveis com uma média de idade de 20,5 anos, seria importante analisar uma amostra com uma faixa etária mais alargada, de modo a perceber as alterações no comportamento das variáveis em estudo. Seria também interessante utilizá-las como informação de diagnóstico das alterações do sistema sensoriomotor, nas estratégias para diminuição do risco de quedas. Ainda que tenhamos considerado os três tipos de pé (pronado, neutro e supinado), a nossa amostra apenas apresentou um indivíduo com um dos pés supinado. Assim, futuramente seria relevante considerar uma amostra com mais indivíduos com pés supinados.

Para futuros estudos recomenda-se a utilização de outras idades e grupos mais heterogéneos, assim como instrumentação mais sofisticada para recolha de dados e posterior tratamento. Um trabalho de investigação que também tenha como base a avaliação de elementos cinemáticos e de controlo postural, poderia fornecer de diagnóstico e, eventualmente, ajudar na melhoria da qualidade de vida de um grupo etário com mais idade.

No nosso estudo existem variáveis que com valores significativos de correlação (ver apêndice), o que poderá ser um bom indicador para formular modelos de perda de risco de quedas, ou de avaliação do sistema sensoriomotor.

Capítulo 5 - Conclusão

Sendo o objetivo principal deste estudo determinar a relação entre os testes de avaliação funcional IPP e AU, as estratégias de controlo postural e algumas características cinemáticas do padrão de marcha, podemos concluir que não foram encontradas relações altamente significativas entre variáveis. No entanto, relativamente aos objetivos específicos podemos concluir que:

- 1) O tipo de pé (teste IPP), no comportamento do ângulo do tornozelo no teste AU e da marcha não influenciam a velocidade de oscilação unipodal, ou seja, que o tipo de pé não influencia os comportamentos de controlo postural na posição unipodal.
- 2) O tipo de pé (teste IPP) influencia o comportamento do ângulo do joelho no teste da marcha, no instante de contacto inicial do membro colateral.

Referências Bibliográficas

- Aquino, A., & Payne, C. (2001). Function of the windlass mechanism in excessively pronated feet. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *91*(5), 245–50.
- Bagwell, J. J., Fukuda, T. Y., & Powers, C. M. (2016). Sagittal plane pelvis motion influences transverse plane motion of the femur: Kinematic coupling at the hip joint. *Gait & Posture*, *43*, 120–124.
- Bailey, R., Selfe, J., & Richards, J. (2011). The Single Leg Squat Test in the Assessment of Musculoskeletal Function: a Review. *Physiotherapy Practice and Research*, *32*(2), 18–23.
- Beynon, B. D., Murphy, D. F., & Alosa, D. M. (2002). Predictive Factors for Lateral Ankle Sprains: A Literature Review. *Journal of athletic training*, *37*(4), 376–380.
- Błażkiewicz, M., Wiszomirska, I., Kaczmarczyk, K., Brzuszkiewicz-Kuźmicka, G., & Wit, A. (2017). Mechanisms of compensation in the gait of patients with drop foot. *Clinical Biomechanics*, *42*, 14–19.
- Buchanan, K. R., & Davis, I. (2005). The Relationship Between Forefoot, Midfoot, and Rearfoot Static Alignment in Pain-Free Individuals. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *35*(9), 559–566.
- Buldt, A. K., Murley, G. S., Levinger, P., Menz, H. B., Nester, C. J., & Landorf, K. B. (2015). Are clinical measures of foot posture and mobility associated with foot kinematics when walking? *Journal of Foot and Ankle Research*, *8*(1), 63.
- Caron, O., Gélat, T., Rougier, P., & Blanchi, J. (2000). A comparative analysis of the center of gravity and center of pressure trajectory path lengths in standing posture: an estimation of active stiffness. *Journal of applied biomechanics*, *16*(3), 234–247.
- Cobb, S. C., Bazett-Jones, D. M., Joshi, M. N., Earl-Boehm, J. E., & James, C. R. (2014). The Relationship Among Foot Posture, Core and Lower Extremity Muscle Function, and Postural Stability. *Journal of Athletic Training (Allen Press)*, *49*(2), 173–180.
- Cote, K. P., Brunet, M. E., Gansneder, B. M., Shultz, S. J., & Shultz, S. J. (2005). Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. *Journal of athletic training*, *40*(1), 41–46.

- Crossley, K. M., Zhang, W.-J., Schache, A. G., Bryant, A., & Cowan, S. M. (2011). Performance on the Single-Leg Squat Task Indicates Hip Abductor Muscle Function. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(4), 866–873.
- Duarte, M., & Freitas, S. M. S. F. (2010). Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 14(3), 183–192.
- Duval, K., Lam, T., & Sanderson, D. (2010). The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low-back. *Gait & Posture*, 32(4), 637–640.
- Frigg, A., Frigg, R., Hintermann, B., Barg, A., & Valderrabano, V. (2007). The biomechanical influence of tibio-talar containment on stability of the ankle joint. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 15(11), 1355–1362.
- Graci, V., Van Dillen, L. R., & Salsich, G. B. (2012). Gender differences in trunk, pelvis and lower limb kinematics during a single leg squat. *Gait & Posture*, 36(3), 461–466.
- Hagen, M., Sanchez-Bergmann, D., Seidel, S., & Lahner, M. (2015). Angle-torque relationship of the subtalar pronators and supinators in younger and elderly males and females. *Journal of Foot and Ankle Research*, 8(1), 64.
- Hillstrom, H. J., Song, J., Kraszewski, A. P., Hafer, J. F., Mootanah, R., Dufour, A. B., ... III. (2013). Foot type biomechanics part 1: structure and function of the asymptomatic foot. *Gait & posture*, 37(3), 445–51.
- Hogan, K. K., Powden, C. J., & Hoch, M. C. (2016). The influence of foot posture on dorsiflexion range of motion and postural control in those with chronic ankle instability. *Clinical Biomechanics*, 38, 63–67.
- Hollman, J. H., Kolbeck, K. E., Hitchcock, J. L., Koverman, J. W., & Krause, D. A. (2006). Correlations between Hip Strength and Static Foot and Knee Posture. *Journal of Sport Rehabilitation*, 15(1), 12–23.
- Houck, J. R., Tome, J. M., & Nawoczinski, D. A. (2008). Subtalar neutral position as an offset for a kinematic model of the foot during walking. *Gait & Posture*, 28(1), 29–37.
- Hubbard, T. J., Olmsted-Kramer, L. C., Hertel, J., & Sherbondy, P. (2005). Anterior-posterior mobility of the talus in subjects with chronic ankle instability. *Physical Therapy in Sport*, 6(3), 146–152.
- Johansson, R., Magnusson, M., & Akesson, M. (1988). Identification of human postural

- dynamics. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 35(10), 858–869.
- Jonely, H., Brismée, J.-M., Sizer, P. S., & James, C. R. (2011). Relationships between clinical measures of static foot posture and plantar pressure during static standing and walking. *Clinical Biomechanics*, 26(8), 873–879.
- Khamis, S., & Yizhar, Z. (2007). Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait & Posture*, 25(1), 127–134.
- Levinger, P., Murley, G. S., Barton, C. J., Cotchett, M. P., McSweeney, S. R., & Menz, H. B. (2010). A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait and Posture*, 32(4), 519–523.
- Lin, Y.-C., Gfoehler, M., & Pandy, M. G. (2014). Quantitative evaluation of the major determinants of human gait. *Journal of Biomechanics*, 47(6), 1324–1331.
- Lucas, R., & Cornwall, M. (2017). Influence of foot posture on the functioning of the windlass mechanism. *Foot*, 30, 38–42.
- McCann, R. S., Crossett, I. D., Terada, M., Kosik, K. B., Bolding, B. A., & Gribble, P. A. (2017). Hip strength and star excursion balance test deficits of patients with chronic ankle instability. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(11), 992–996.
- McPoil, T. G., & Cornwall, M. W. (1996). The Relationship Between Static Lower Extremity Measurements and Rearfoot Motion During Walking. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 24(5), 309–314.
- Negahban, H., Moradi-Bousari, A., Naghibi, S., Sarrafzadeh, J., Shaterzadeh-Yazdi, M.-J., Goharpey, S., ... Feizi, A. (2013). The eccentric torque production capacity of the ankle, knee, and hip muscle groups in patients with unilateral chronic ankle instability. *Asian journal of sports medicine*, 4(2), 144–52.
- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2000). What is balance? *Clinical Rehabilitation*, 14(4), 402–406.
- Prieto, T. E., Myklebust, J. B., Hoffmann, R. G., Lovett, E. G., & Myklebust, B. M. (1996). Measures of postural steadiness: Differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 43(9), 956–966.
- Redmond, A. (2005). The foot posture index: easy quantification of standing foot posture: six item version: FPI-6: user guide and manual. *United Kingdom*, (August), 1–19.
- Redmond, A. C., Crane, Y. Z., & Menz, H. B. (2008). Normative values for the Foot

- Posture Index. *Journal of Foot and Ankle Research*, 1(1), 6.
- Rodríguez, R. S., Nova, A. M., Martínez, E. E., Martín, B. G., Quintana, R. M., & Zamorano, J. D. P. (2013). The Foot Posture Index. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 103(5), 400–404.
- Rosker, J., Markovic, G., & Sarabon, N. (2011). Effects of vertical center of mass redistribution on body sway parameters during quiet standing. *Gait and Posture*, 33(3), 452–456.
- Rothbart, B. A. (2006). Relationship of functional leg-length discrepancy to abnormal pronation. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 96(6), 499-504; discussion 505–7.
- Rothbart, B. A. (2008). Vertical Facial Dimensions Linked to Abnormal Foot Motion. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 98(3), 189–196.
- Scattone Silva, R., Maciel, C. D., & Serrão, F. V. (2015). The effects of forefoot varus on hip and knee kinematics during single-leg squat. *Manual Therapy*, 20(1), 79–83.
- Souza, T. R., Mancini, M. C., Araújo, V. L., Carvalhais, V. O. C., Ocarino, J. M., Silva, P. L., & Fonseca, S. T. (2014). Clinical measures of hip and foot–ankle mechanics as predictors of rearfoot motion and posture. *Manual Therapy*, 19(5), 379–385.
- Tateuchi, H., Shiratori, S., & Ichihashi, N. (2015). The effect of angle and moment of the hip and knee joint on iliotibial band hardness. *Gait & Posture*, 41(2), 522–528.
- Terada, M., Bowker, S., Thomas, A. C., Pietrosimone, B., Hiller, C. E., Rice, M. S., & Gribble, P. A. (2015). Alterations in stride-to-stride variability during walking in individuals with chronic ankle instability. *Human Movement Science*, 40, 154–162.
- Twomey, D. M., & McIntosh, A. S. (2012). The effects of low arched feet on lower limb gait kinematics in children. *The Foot*, 22(2), 60–65.
- Wada, O., Tateuchi, H., & Ichihashi, N. (2014). The correlation between movement of the center of mass and the kinematics of the spine, pelvis, and hip joints during body rotation. *Gait & Posture*, 39(1), 60–64.
- Weeks, B. K., Carty, C. P., & Horan, S. A. (2012). Kinematic predictors of single-leg squat performance: a comparison of experienced physiotherapists and student physiotherapists. *BMC musculoskeletal disorders*, 13, 207.
- Wilken, J., Rao, S., Saltzman, C., & Yack, H. J. (2011). The effect of arch height on kinematic coupling during walking. *Clinical Biomechanics*, 26(3), 318–323.

Winter, D. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193–214.

Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-Periczak, K. (1998). Stiffness Control of Balance in Quiet Standing. *Journal of Neurophysiology*, 80(3), 1211–

Yen, S.-C., Chui, K. K., Corkery, M. B., Allen, E. A., & Cloonan, C. M. (2017). Hip-ankle coordination during gait in individuals with chronic ankle instability. *Gait & Posture*, 53, 193–200.

Zverev, Y. P. (2006). Spatial parameters of walking gait and footedness. *Annals of Human Biology*, 33(2), 161–176.

Apêndices

Correlações calculadas #1

Correlações Spearman's rho	Tipos P.D.	neu	AMP_AP_AO	AMP_AP_OF	AMP_AP_LID	AMP_AP_EU	AMP_ML_AO	AMP_ML_OF	AMP_ML_LID	AMP_ML_EU	VR_DA	VR_OA	VR_DA	VR_OA	VR_DA	VR_OA	VR_DA	VR_OA	Y_AP_OF	Y_AP_LID	Y_AP_EU	Y_ML_OF	Y_ML_LID	Y_ML_EU	
Correlation Coefficient																									
Sig. (2-tailed)																									
Correlation Coefficient																									
Sig. (2-tailed)																									
Correlation Coefficient																									
Sig. (2-tailed)																									
Correlation Coefficient																									
Sig. (2-tailed)																									
Correlation Coefficient																									
Sig. (2-tailed)																									
Correlation Coefficient																									
Sig. (2-tailed)																									
Correlation Coefficient																									
Sig. (2-tailed)																									
Correlation Coefficient																									
Sig. (2-tailed)																									
Correlation Coefficient																									
Sig. (2-tailed)																									
Correlation Coefficient																									
Sig. (2-tailed)																									
Correlation Coefficient																									
Sig. (2-tailed)																									
Correlation Coefficient																									
Sig. (2-tailed)																									
Correlation Coefficient																									
Sig. (2-tailed)																									
Correlation Coefficient																									
Sig. (2-tailed)																									
Correlation Coefficient																									
Sig. (2-tailed)																									
Correlation Coefficient																									
Sig. (2-tailed)																									
Correlation Coefficient																									
Sig. (2-tailed)																									
Correlation Coefficient																									
Sig. (2-tailed)																									

