



UNIVERSIDADE CATÓLICA PORTUGUESA

INTERDEPENDÊNCIA DA LATERALIDADE COM A ESTABILIDADE
ARTICULAR DO MEMBRO INFERIOR

Tese apresentada à Universidade Católica Portuguesa
para obtenção do grau de doutor em Ciências da Saúde

por

Tiago João Viegas Atalaia

UNIVERSIDADE CATÓLICA PORTUGUESA | INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Fevereiro 2015



UNIVERSIDADE CATÓLICA PORTUGUESA

INTERDEPENDÊNCIA DA LATERALIDADE COM A ESTABILIDADE
ARTICULAR DO MEMBRO INFERIOR

Tese apresentada para obtenção do grau doutor em Ciências da Saúde

Por: Tiago João Viegas Atalaia

Sob orientação de: Professor Doutor João M.C.S. Abrantes

Professor Doutor Alexandre Castro Caldas

UNIVERSIDADE CATÓLICA PORTUGUESA | INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Fevereiro 2015

Deus meus et Virgo Sanctissima Mater mea,

sine auxilium vestrum nihil posso.

AGRADECIMENTOS

O presente trabalho é o culminar de três anos de árdua dedicação. Esta dedicação não foi só minha mas de todos os que, naturalmente, fizeram parte da equipa de ajuda e colaboração que me acompanhou. Por isso, gostaria de apresentar agradecimentos pessoais e profundos a estas pessoas.

Em primeiro lugar, agradecer o empenho, dedicação, atenção e amizade do meu orientador, o Professor Doutor João Abrantes. As longas batalhas metodológicas e conceptuais foram sempre um momento de aprendizagem rico, que fez crescer a nossa relação profissional e pessoal. Um sincero obrigado.

Ao Professor Doutor Alexandre Castro Caldas, meu coorientador, agradecer a confiança, o apoio nos momentos necessários e a disponibilidade. Um sincero obrigado.

Ao Professor Ivo Roupa e Professor José Maria Dinis, membros do MovLab, pela ajuda incansável na recolha e tratamento dos dados, pelo companheirismo e amizade, um sincero obrigado. Aos restantes elementos do MovLab, obrigado por tudo.

Aos meus colegas do grupo de estudantes de doutoramento do Professor Doutor João Abrantes, João Martiniano e Pedro Aleixo, um obrigado pelo companheirismo e um voto de sucesso nos vossos processos doutorais.

Ao meu colega, Professor Ricardo Pedro, pela ajuda no processo de adaptação cultural do Inventário de Preferência Lateral, o meu sincero obrigado.

Agradecer à Diretora de Área Científica da Fisioterapia da Escola Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa, atualmente vogal do Conselho de Direção, Professora Helena Silva, que além da amizade, me apoiou e proporcionou os momentos necessários para que pudesse desenvolver esta tese, um sincero obrigado.

Agradecer também à Coordenadora da Área Científica da Fisioterapia da Escola Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa, Professora Sandra Alves, pelo apoio, amizade, preocupação e pela ajuda incondicional ao longo deste período, um sincero obrigado.

Aos meus restantes colegas da Escola Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa e em especial à atual Diretora de Área de Ensino da Fisioterapia, Professora Margarida Florindo, pela continuidade de ajuda, e pela amizade, um sincero obrigado.

Aos participantes dos vários estudos desta tese. Sem vós nada tinha sido possível. Um sincero obrigado e votos de sucesso nos vossos projetos pessoais e profissionais.

À Universidade Católica e seu Instituto de Ciências da Saúde, por ter criado as condições necessárias para a realização desta tese, um sincero obrigado,

À Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias, pelo acesso ao MovLab, tornando realidade esta tese, um sincero obrigado.

Quero agradecer há minha família, privada nestes anos da minha atenção e tempo de qualidade, pela compreensão e apoio constante. Obrigado.

Aos meus amigos, que me ajudaram a superar esta etapa e em especial ao Pe. David Caldas, um sincero obrigado.

A todos os que restantes, que contribuíram de algum modo para a presente tese, o meu sincero obrigado.

ÍNDICE

Agradecimentos	IV
Índice de Figuras	IX
Índice de Tabelas	X
Lista de Abreviaturas, siglas e símbolos	XI
Resumo	13
Abstract.....	14
1. Introdução	15
1.1. Dominância de Pé	17
1.2. Dominância e Função do Membro Inferior	21
1.3. Estabilidade Articular e Medidas de Rigidez.....	24
1.4. Objetivos da Tese.....	29
1.5. Organização do Trabalho	29
2. Adaptação Cultural e Fidedignidade da Versão Portuguesa do Lateral Preference Inventory para a Avaliação do Perfil de Lateralidade	31
2.1. Resumo	31
2.2. Introdução	32
2.3. Metodologia	32
2.3.1. Adaptação cultural	32
2.3.2. Fidedignidade	34
2.4. Resultados	35
2.4.1. Adaptação cultural	35
2.5. Conclusão.....	38
3. É a dominância de pé consistente?	39
3.1. Resumo	39
3.2. Introdução	40

3.3. Metodologia	43
3.3.1. Participantes e Procedimentos	43
3.3.2. Processamento dos Dados.....	43
3.4. Resultados	44
3.5. Discussão	48
3.6. Conclusão.....	51
4. Influência da Dominância de Pé na Rigidez Dinâmica Articular durante a Fase de Apoio da Marcha.	52
4.1. Resumo	52
4.2. Introdução	53
4.3. Metodologia	54
4.3.1. Participantes e Procedimentos	54
4.3.2. Processamento dos Dados.....	56
4.4. Resultados e Discussão	57
4.5. Conclusão.....	62
5. Diferenças relacionadas com a Dominância de Pé nas medições da Rigidez Dinâmica Articular e Rigidez do Membro Inferior.....	63
5.1. Resumo	63
5.2. Introdução	64
5.3. Metodologia	66
5.3.1. Participantes e Procedimentos	66
5.4. Resultados e Discussão	70
5.5. Conclusão.....	75
6. Será que a Rigidez Dinâmica Articular e a Rigidez Vertical apresentam diferenças relacionáveis com a Dominância de Pé?	76
6.1. Resumo	76
6.2. Introdução	77

6.3. Metodologia	79
6.3.1. Participantes e Procedimentos	79
6.3.2. Processamento dos Dados.....	80
6.4. Resultados e Discussão	83
6.5. Conclusão.....	89
7. Conclusão Geral.....	90
Referências Bibliográficas.....	94

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 - Esquematização do modelo massa-mola utilizado para o cálculo da KVERT (adaptada de Butler et al, 2003 (129)).....	27
Figura 1.2 - Esquematização do modelo utilizado para o cálculo da KVERT (adaptada de Butler et al, 2003 (129)).....	28
Figura 2.1 – Fases do processo de adaptação cultural como descritos por Beaton et al, 2000 (135).	33
Figura 2.2 – Versão portuguesa do LPI.....	36
Figura 4.1 – Exemplo do gráfico do momento de força – ângulo da articulação do tornozelo para o membro dominante e não dominante, selecionado da amostra do estudo.....	54
Figura 5.1 – Gráfico do momento de força – ângulo da articulação do tornozelo do membro dominante e não dominante com as retas de regressão para cada uma das subfases em estudo.	68
Figura 5.2 - Gráfico do momento de força – ângulo da articulação do joelho do membro dominante e não dominante com as retas de regressão para cada uma das subfases em estudo.	69
Figura 6.1 - Gráfico do momento de força – ângulo da articulação do tornozelo do membro dominante e não dominante com as retas de regressão para cada uma das subfases em estudo.	81
Figura 6.2 - Gráfico do momento de força – ângulo da articulação do joelho do membro dominante e não dominante com as retas de regressão para cada uma das subfases em estudo.	82
Figura 6.3 – Gráfico da GRFz vs deslocamento vertical do CoM do membro dominante e não dominante, com as retas de regressão linear utilizadas para o cálculo da KVERT.	83

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.1 – Resultados do ICC e alfa de Cronbach para cada um dos itens do Inventário de Preferência Lateral de Coren.	37
Tabela 2.2 – Resultados do ICC e alfa de Cronbach para cada um dos índices de dominância (mão, pé, visual e auditiva) do Inventário de Preferência Lateral de Coren.	38
Tabela 3.1 - Valores da amostra para cada índice do LPI, seleção de membro inferior por tarefa assimétrica e respetivo valore de preferência de pé.	45
Tabela 3.2 – Valores do ICC e Alfa de Cronbach para cada um dos índices do LPI da versão online e obtidos na fase de observação.	46
Tabela 3.3 – Tabulação cruzada entre o valor do índice de dominância de pé do LPI da fase de observação e a seleção de membro inferior nas tarefas assimétricas.	47
Tabela 3.4 – Resultados do ICC e Alfa de Cronbach entre o valor do índice de dominância de pé da fase de observação do LPI e o valor de preferência de pé nas tarefas.	48
Tabela 4.1 – Valores médios individuais e da amostra para a DJS e coeficiente de regressão (R^2) agrupados de acordo com a subfase da marcha.	58
Tabela 4.2 – Teste U de Mann-Whitney para o grupo de destros de pé. Análise por género.	59
Tabela 4.3 - Teste U de Mann-Whitney para o grupo de canhotos de pé. Análise por género.	59
Tabela 5.1 – Valores médios individuais e da amostra para a KLEG, ADJS e KDJS, com respetivo coeficiente de determinação (R^2), agrupados de acordo com a subfase da fase de apoio do salto.	71
Tabela 5.2 – Diferenças entre membros para as variáveis estudadas.	72
Tabela 5.3 – Resultados do teste t para amostras emparelhadas.	72
Tabela 6.1 - Valores médios individuais e da amostra para a KVERT, ADJS e KDJS, com respetivo coeficiente de determinação (R^2), agrupados de acordo com a subfase da fase de apoio do salto.	85
Tabela 6.2 - Diferenças entre membros para as variáveis estudadas.	86
Tabela 6.3 - Resultados do teste t para amostras emparelhadas.	86

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

JS – Joint stability – Estabilidade articular

DJS – Dynamic joint stiffness – Rigidez dinâmica articular.

ADJS – Ankle dynamic joint stiffness - Rigidez dinâmica articular do tornozelo

KDJS – Knee dynamic joint stiffness - Rigidez dinâmica articular do joelho

KLEG – Leg stiffness - Rigidez do membro inferior.

KVERT – Vertical stiffness - Rigidez vertical.

LPI – Lateral Preference Inventory – Inventário de preferência lateral.

DOM – Dominant - Dominante

NDOM – Non-dominant - Não dominante

CPF – Controlled plantar flexion sub-phase – Subfase de flexão plantar controlada.

CDF – Controlled dorsiflexion sub-phase – Subfase de flexão dorsal controlada.

PPF – Power plantar flexion sub-phase – Subfase de flexão plantar de propulsão.

UQSO – Unilateral quiet standing eyes open – Apoio unilateral quasi-estático olhos abertos

UQSC – Unilateral quiet standing eyes closed – Apoio unilateral quasi-estático olhos fechados

SLTJD – Single leg triple jump for distance – Triplo salto unilateral em distância

UH – Unilateral hopping – Saltitar unilateral.

GRF – Ground Reaction Force - Força reactiva do solo.

CoM – Center of mass – Centro de massa.

RESUMO

A presença de dominância de um membro inferior em relação ao seu contra lateral, leva a esperar a existência de diferenças funcionais. O objetivo desta tese visou a identificação de diferenças entre membro inferior dominante (DOM) e não dominante (NDOM), no que diz respeito à estabilidade articular (JS), avaliada por medidas de rigidez dinâmica articular (DJS), rigidez vertical (KVERT) ou rigidez de membro inferior (KLEG). A integração de elementos conceituais e metodológicos foi desenvolvida em diferentes capítulos. O primeiro reporta a adaptação cultural e avaliação da fidedignidade da versão portuguesa do *Lateral Preference Inventory* (LPI). O segundo visou confirmar a fidedignidade da resposta *online* e observacional do LPI, além de estudar a consistência entre a dominância do membro inferior obtida pelo LPI e a seleção de membro inferior para a execução de quatro tarefas funcionais assimétricas (apoio unilateral com olhos abertos (UQSO) e fechados (UQSC), triplo salto unilateral em distância (SLJD) e saltitar unilateral (UH)). Os restantes capítulos visaram verificar diferenças nas medidas de JS entre DOM e NDOM na marcha, no SLTJD e no UH. A versão portuguesa do LPI foi criada com registo de boa fidedignidade ($\alpha > 0,7$) para a maioria dos itens e índices. Boa fidedignidade foi registada entre as versões do LPI ($\alpha > 0,7$), com exceção da dominância de ouvido ($\alpha < 0,5$). A consistência entre o LPI e a seleção de membro inferior nas tarefas foi não aceitável ($\alpha < 0,5$). Não foram encontradas diferenças significativas entre DOM e NDOM, com exceção do UH ($p < 0,05$) na subfase propulsora de flexão plantar (PPF) para a DJS do tornozelo (ADJS). A JS poderá não ser um indicador objetivo de dominância de membro inferior. Os dados suportam a atribuição de dominância ao membro de suporte ou mesmo a não existência de dominância no membro inferior.

Palavras-chave: Lateralidade, dominância de pé, estabilidade articular, rigidez dinâmica articular, rigidez vertical, rigidez do membro inferior.

ABSTRACT

The preference use of one limb in respect to its contralateral one leads to the idea that functional inter-limb differences are supposed to exist. The aim of the present thesis was to address those dominant (DOM) non-dominant (NDOM) inter-limb differences in respect to joint stability (JS), measured by means of dynamic joint stiffness (DJS), vertical stiffness (KVERT) and leg stiffness (KLEG). The conceptual and methodological elements were integrated in different chapters. The first describes the cross-cultural adaptation of the Portuguese version of the Lateral Preference Inventory (LPI) and its reliability study. The second addressed the reliability between an online and an observational form of the LPI, and the reliability of the LPI footedness score and the consistency of lower limb selection for the performance of functional tasks (unilateral quiet standing eyes open (UQSO) and closed (UQSC), single leg triple jump for distance (SLTJD) and unilateral hopping (UH)). The other chapters aim to verify if differences exist between DOM and NDOM in the studied variables of the JS in the gait, SLTJD and UH. The Portuguese version of the LPI showed good reliability score ($\alpha > 0,7$) in the majority of LPI's items and indexes. Good reliability scores ($\alpha > 0,7$) were obtained between the two versions of the LPI, except for the eariness ($\alpha < 0,5$). No acceptable scores were obtained for the consistency between the footedness score from LPI and the consistency on lower limb selection for the tasks ($\alpha < 0,5$). No significant differences were found between DOM and NDOM, exception for the power plantar flexion (PPF) sub phase of the UH ($p < 0,05$) at the ankle DJS (ADJS). Results indicate that JS fail to be an objective footedness indicator. The results indicate as dominant the support lower limb or even that no lower limb dominance exists.

Keywords: Laterality, footedness, joint stability, dynamic joint stiffness, vertical stiffness, leg stiffness.

1. INTRODUÇÃO

O movimento humano é a manifestação mais evidente da Vida, pois é através da produção motora que o Homem pode subsistir, interagindo com o meio ambiente onde está inserido (1, 2). Este movimento encerra em si, uma predominância motora que colide com a noção de simetria do Universo e do próprio ser humano (3). Esta predominância verifica-se, por exemplo, numa mão direita que não se comporta como a esquerda, facto que conduziu a comportamentos de exclusão social, pela associação cultural do lado direito à noção de bem e do esquerdo (sinistro) à noção de mal (3-5).

Este predomínio direito tem sido registado com valores variáveis. Alguns autores afirmam ser de 80% no caso da dominância de mão, com valores de dominância de pé semelhantes dada a forte relação que existe entre estes dois índices (6). Outros registaram valores de dominância de pé esquerdo de 13,9% em crianças dos 3 aos 18 anos (7), e de 21% em futebolistas profissionais (8). Uma das razões associada ao entendimento deste predomínio destro como normal, está intimamente associado ao conceito de dominância cerebral. A dominância cerebral consiste na atribuição de maior importância ao hemisfério esquerdo, dado ser este o responsável pela mais nobre função humana – a linguagem (3). Sendo este igualmente o hemisfério que controla a função motora do lado direito do corpo, tornou a atividade de escrever com a mão direita como sendo o comportamento normal (3), favorecendo por exemplo, a noção de anormalidade associada à utilização da mão esquerda para esta atividade. A título de curiosidade, a utilização predominante da mão esquerda para atividades como a escrita e outras, condicionava a contratação laboral dos indivíduos antes dos anos 70 (4).

Esta noção de anormalidade é, por sua vez, responsável pela pressão cultural que levou alguns indivíduos, inicialmente canhotos de mão ou de pé, a serem obrigados a não utilizar a mão ou pé esquerdos no seu dia-a-dia (9, 10). Este facto contribuiu para o fenómeno do “mundo direito”, onde a utilização do lado direito é visto como sendo o comportamento usual e aceite (5). A utilização de movimentos programados para a

utilização de ferramentas (capacidade demonstrada pela espécie humana com localização no hemisfério esquerdo) fazem da mão direita a mais óbvia para os executar dada a proximidade da ligação motora (considerando a lei da conservação de energia) (3), relação esta que parece ajudar a explicar este fenómeno.

O interesse inerente a estas assimetrias, tem levado a que fossem realizados estudos sobre a avaliação da lateralidade, para identificar os pressupostos subjacentes à sua demonstração, e para descrever a sua relação com outras atividades da vida humana, nomeadamente a locomoção (11-17).

A lateralidade pode ser considerada como sendo um descritor genérico de assimetrias funcionais. Estas assimetrias são reflexo de uma utilização preferencial de um membro ou órgão dos sentidos em relação ao seu par contra lateral, durante a realização de uma tarefa específica (18). A lateralidade é constituída de vários índices, que identificados dão, no seu conjunto, o perfil de lateralidade do indivíduo. Os índices mais utilizados e estudados são a dominância de mão, dominância de pé, dominância ocular e dominância auditiva. Alguns autores sugerem a dominância de face como um índice a ser considerado (5, 18-20).

Passaremos então a descrever um pouco o que consiste a dominância de pé, objeto de estudo da presente tese.

1.1. Dominância de Pé

Enquanto a dominância da mão tem sido muito estudada, dada a relação direta à função da linguagem, a dominância de pé tem recebido menor atenção. No entanto, vários são os estudos que consideram esta como sendo um melhor indicador de dominância cerebral, dado a ser sujeita a menor pressão cultural do que a dominância de mão (21-26). A dominância de pé consiste na utilização preferencial de um membro inferior em comparação com o seu membro contra lateral (24). Esta definição é amplamente utilizada, mas algumas considerações devem ser feitas à mesma, já que o conceito de dominância de pé não é tão óbvio quanto o de dominância de mão (27).

Para alguns autores, o membro inferior dominante é aquele utilizado para a ação, enquanto para outros é aquele que assegura a estabilidade do corpo (21, 28). Outros ainda, dada a complementaridade de papéis entre os dois membros inferiores, acreditam poder não existir dominância a nível do membro inferior (24). Esta não existência de dominância do membro inferior assenta no facto de, para desenvolver uma tarefa a este nível, ambos os membros serem necessários, podendo assim coexistir diferentes preferências para diferentes tarefas motoras (28). Deste modo, uma tarefa com objetivo essencialmente de estabilização poderá ter um membro preferido quando comparada com uma tarefa de mobilização, ou mesmo, de tarefas cuja relação estável entre estabilidade-mobilidade seja necessária (28). A literatura fornece alguma indicação de que a seleção de membro inferior no caso das tarefas em contexto bilateral, é independente do contexto unilateral, existindo uma tendência marcada de utilização do membro inferior direito para tarefas de mobilização e de estabilização (21, 29, 30). Por outro lado, alguns autores que partilham da opinião de que a dominância depende da tarefa funcional associada, afirmam que diferentes preferências poderão coexistir sem que seja necessária uma dominância fechada como se observa na escrita (8, 31).

Um dos factos que nos deparámos numa primeira visão sobre a temática, foi a falta de consenso existente em termos de terminologia utilizada, bem como na forma de atribuir dominância a um determinado órgão ou membro.

De um modo geral, a avaliação da dominância de pé, segue os mesmos moldes que as restantes dominâncias enunciadas, nomeadamente a de mão, visual e auditiva. Assim, os métodos utilizados podem ser divididos entre questionários de auto-registo e inventários de tarefas. Nos primeiros, o indivíduo responde através da seleção da sua preferência (direita, esquerda, qualquer), numa lista de atividades comuns, permitindo assim determinar a sua tendência. Nos segundos é solicitado ao indivíduo que execute um conjunto de tarefas, sendo registado o lado com que o mesmo a desempenha. De igual modo, a tendência mais frequente de seleção de lado determina a sua dominância. No entanto, a possibilidade de influência cultural na resposta e as alterações associadas à percepção do indivíduo da sua realidade funcional, permitem levantar algumas questões sobre estas formas de avaliação (8, 25, 32, 33).

Os questionários, que na revisão de literatura realizada surgiram com mais frequência associados a estudos da dominância de pé, foram:

- *Waterloo Footedness Questionnaire* (9, 21, 23, 24, 34-45), composto de 10 itens para avaliação desta dominância;
- *Lateral Preference Inventory* (10, 29, 30, 46-62), contendo 16 itens, 4 para cada uma das dominâncias normalmente estudadas, mão, pé, visual e auditiva.

As tarefas utilizadas para avaliação da dominância de membro inferior, possíveis de verificar pela revisão realizada, apresentavam-se em três categorias distintas:

- Bateria de tarefas a serem executadas, onde era solicitado ao indivíduo que realizasse a totalidade das tarefas, sendo registado o membro inferior utilizado, sendo exemplos:
 - *Chapman's Behavioral Inventory* (22, 63); *D-K Scale of Lateral Dominance* (64-66); *Berman ICD* (67, 68); *Performance Measures of Lateral Preference* (69); *Performance Test of Lateral Preference* (70);

Lateral Dominance Battery (71); *Lateral Dominance Examination* (72) e *Otago Footedness Inventory* (18)),

- Associação de tarefas sem recurso a baterias de tarefas descritas na literatura, normalmente incluindo várias tarefas das seguintes:
 - Chutar (de pé, sentado, múltiplos) (7, 15, 22, 25, 26, 73-85); saltitar unilateral (7, 22, 26, 77, 78, 80-82); pisar / esmagar (22, 25, 26, 75, 76, 86, 87); escrever o nome /letras /figuras (de pé e sentado) (22, 26, 73-75, 80, 87); apagar o nome/ letras /figuras (22, 26); ordenar/transportar seixos/berlindes (de pé e sentado) (22, 73, 86, 88); posição de pé unilateral (15, 73, 79, 82, 83); posição de pé unilateral de olhos fechados (78); subir /descer degrau /escadas de frente /de costas (26, 76, 83); driblar /segurar /passar uma bola (87); salto unilateral simples (77); agachamento unilateral (81, 89); conduzir um berlinde /bola de golfe por um labirinto /caminho /circulo (22, 88); usar uma tábua de balanço (22, 87); bater com o pé (22, 88, 89); abrir um cinto com os pés (88); membro do salto em altura /salto em comprimento (84); membro de suporte de peso corporal (73); triplo salto unilateral (89); saltar para um alvo (83); dar um passo á frente para apanhar o objeto (74, 85); saltitar unilateral para a frente por 4 metros (15, 79); cruzar as pernas (26, 86); puxar um objeto com os pés (86, 87); andar de trotinete (86); iniciação da marcha (86); salto unilateral em comprimento (85, 87); colocar um pé numa pá (26).

- Utilização de apenas uma tarefa:
 - Chutar uma bola (6, 17, 67, 90-103); saltitar unilateral no mesmo lugar (104); iniciação da marcha (105); bater com o pé (106-108).

Esta múltipla variedade de procedimentos para a avaliação da dominância de pé, é indicadora de uma inconsistência, no modo como se atribui a preferência, nesta demonstração de assimetria funcional do corpo humano. Deste modo, acentua-se a necessidade de que a atribuição de dominância, não seja feita somente através execução de tarefas, mas que existam medidas mais objetivas para determinar esta mesma dominância, diminuindo a subjetividade e a pressão cultural.

São vastas as áreas da investigação que utilizam a dominância de pé. Da revisão de literatura efetuada, podemos dividir estas áreas, onde este índice de lateralidade é utilizado (sozinho ou associado aos restantes), em estudos visando a sua avaliação (por exemplo (18, 49)), em estudos da sua relação com dificuldades de aprendizagem (por exemplo (109, 110)), com o desenvolvimento das competências motoras e de coordenação (por exemplo (35, 104)), da sua influência nos processos fisiológicos (por exemplo (41, 43, 111)), da sua relação com a estabilidade articular (por exemplo (112, 113)), estudos demográficos e culturais (por exemplo (17, 46, 114)), da influência em aspetos morfológicos (por exemplo (88, 115, 116)), e da sua relação com quadros patológicos (por exemplo (59, 93, 99, 117, 118)).

Esta listagem de campos de utilização da dominância de pé não pretende ser exaustiva, mas sim refletir os achados da revisão de literatura realizada. A ampla utilização do conceito dominância de pé faz com que a sua avaliação deva ser realizada com um índice de fidedignidade elevado. Talvez a inconsistência observada na atribuição de relação entre a dominância de pé (ou outras dominâncias) nas diferentes áreas, devido à existência de estudos com resultados contraditórios, seja uma consequência da falta de consenso referente à definição de membro inferior dominante, bem como do modo de avaliar essa mesma dominância. Verificando as áreas onde a identificação da dominância é necessária, e estando ela relacionada com o modelo de raciocínio subjacente à procura de respostas nas diferentes áreas mencionadas, a existência de uma medida objetiva, que complemente a subjetividade dos métodos de atribuição de dominância e a possibilidade de pressão cultural, parece ser de extrema importância.

1.2. Dominância e Função do Membro Inferior

A existência de dominância do membro inferior, entendível também como preferência de um membro em relação ao contra lateral para a execução de tarefas, faz antecipar a existência de diferenças entre membros no que diz respeito a descritores fisiológicos ou funcionais. Por exemplo, no estudo de *Dessery, Barbier, Gillet e Corbeil* (105), cujos autores estudaram a iniciação da marcha, diferenças significativas foram encontradas nas suas características, dependendo do membro (dominante ou não dominante) com que esta era iniciada. Estes dados são ainda suportados pela revisão realizada por *Sadeghi, Allard, Prince e Labelle* (119), onde os autores verificaram que, tem sido assumida a simetria da marcha por motivos de facilitação dos procedimentos de recolha e tratamento de dados da mesma. No entanto, são reportadas assimetrias funcionais relacionadas com o normal funcionamento das atividades de propulsão e controlo da marcha.

Num estudo desenvolvido por *Gundersen, Valle, Barr, Danoff, Stanhope e Snyder-Mackler* (78) cerca de uma década antes, os autores avaliaram 14 sujeitos em 12 variáveis da marcha (tempo de duração do passo, tempo de duração da passada, tempo total de duração do ciclo de marcha, comprimento do passo, máxima flexão do joelho, máxima extensão do joelho, máxima flexão dorsal do tornozelo, máxima flexão plantar do tornozelo e percentagem do ciclo de marcha em que os últimos 4 eventos ocorriam). Eles verificaram diferenças significativas entre membros em 10 destas variáveis, numa análise por indivíduo, não correlacionáveis com a dominância de membro inferior avaliada pelas atividades de chutar uma bola, membro selecionado para o apoio unilateral quase-estático com olhos fechados e o saltitar unilateral.

Por outro lado, o estudo de *Hardt, Benjanvatra e Blanksby* (39), cujo objetivo do estudo era o de verificar a existência de associação entre a preferência de membro inferior (avaliada pelo *Waterloo Footedness Questionnaire* e pelo membro inferior selecionado para a execução do salto unilateral) e a posição de partida do bloco de natação, verificou

que a seleção da posição de partida não estava correlacionada com a dominância de membro inferior registrada. O mesmo resultado foi obtido no estudo de *Cular, Miletic e Miletic* (89) em que a dominância de membro inferior não influenciava o desempenho nas tarefas assimétricas realizadas no *taekwondo*. No estudo de *Vagenas e Hoshizaki* (84), da avaliação da flexibilidade do tornozelo no plano frontal e da força isocinética de flexores e extensores do joelho em 29 corredores de elite, os autores verificaram a existência de diferenças entre membros inferiores. No entanto estas não eram associáveis à dominância de pé, medida pelas atividades de chutar uma bola, membro de salto em altura e membro do salto em comprimento.

O estudo de *Kovaleski, Heitman, Gurchiek, Erdmann e Trundle* (120), apresenta diferenças em termos de força muscular relacionáveis com a dominância, com o membro dominante a apresentar maior capacidade de produção de força que o não dominante. A diferença registrada colocava questões por exemplo na utilização do membro contra lateral para a comparação referente aos ganhos de força, prática usual nos ambientes de reabilitação.

Desta breve revisão, a ideia de que o movimento humano é caracterizado por assimetrias funcionais é fortalecida. Por outro lado, entende-se que esta assimetria funcional deveria, pelo próprio conceito em si, ter alguma relação com a dominância de pé. A existência de assimetrias aparece por um lado associada à dominância, mas por outro, com a existência de muitos estudos a não reportar resultados que impliquem uma correlação atribuível à dominância em si.

Da análise destes dados, podem ser levantadas algumas questões. Por um lado, a existência de diferenças fisiológicas entre membro dominante e não dominante podem não ter expressão na tarefa motora, já que esta resulta do contributo da totalidade do corpo face a um objetivo motor do indivíduo. Por outro lado, o conceito de membro dominante pode não estar bem explícito em todos os estudos que o utilizam, já que existem diferenças de pensamento neste campo que já foram anteriormente apresentadas.

A outra questão que se pode levantar prende-se com as atividades selecionadas para atribuição da dominância. Dado serem tarefas que dependem da escolha do indivíduo e, esta escolha poder ser influenciada pela pressão cultural (como já falado anteriormente), a atribuição de dominância pode não representar a real dominância do indivíduo mas sim ser fruto dessa mesma pressão. Assim, a atribuição da dominância poderia beneficiar de estratégias mais objetivas de a identificar, de modo a que sejam criadas bases para a minimização da pressão cultural presente nas escolhas tradicionais.

1.3. Estabilidade Articular e Medidas de Rigidez

Por estabilidade entende-se a capacidade de um sistema em retornar a um determinado caminho ou condição, após a ocorrência de um distúrbio (121). Deste modo, estabilidade articular traduz-se na transferência desta definição para um sistema articular. Assim, estabilidade articular pode ser definida como a capacidade de uma articulação em manter um determinado percurso motor através do controlo da sua posição angular (121-123). Este controlo depende assim da conjugação das ações dos componentes ativos e passivos articulares, sendo que a sua resistência conjunta às forças ou momentos aplicados à articulação irá definir o resultado de estabilidade observado (121, 124). A vertente passiva assegura uma estabilidade não controlada pelo indivíduo, garantida pelas estruturas articulares que mantêm o alinhamento dos segmentos constituintes da articulação numa posição fisiológica normal e em respeito pelos limites estruturais inerentes a essa mesma articulação (122, 125). A vertente ativa, por sua vez, resulta do controlo do indivíduo e visa o controlo dos limites de estabilidade do movimento, a antecipação das necessidades de ajuste da inércia dos segmentos de acordo com as necessidades, sempre mutantes, da tarefa pretendida de executar (122, 125). Esta vertente ativa é igualmente responsável pela resposta automática, reflexa e protetiva, acionada sempre que a estabilidade articular ou da totalidade do corpo é colocada em causa (122, 125). A estabilidade articular, reveste-se então de uma importância fulcral para o homem, já que dela depende a longevidade das suas articulações e, conseqüentemente, da sua qualidade de vida.

Este controlo, em que apenas é observável o resultado final (por exemplo a manutenção da posição ou o deslocamento), pode ser estudado com recurso a meios de dinâmica inversa, que permite o estudo do comportamento produção-absorção de potência muscular através das fases de contração concêntrica-excêntrica, resultando no momento de força e posição articular observável (2, 122). Este comportamento contribui para a estabilidade através dos mecanismos de *feedback* e *feedforward*, onde se pretende antecipar as necessidades de estabilidade da tarefa, pelo reconhecimento da tarefa em si e da experiência associada à mesma obtida anteriormente (126), e estudar assim os efeitos

da co-contracção (127). Tem-se assim por base que existe uma representação neural da dinâmica de membro e do ambiente, que inclui um mecanismo para a seleção de comandos motores para a produção da resposta cinemática necessária (128), que poderão incluir a dominância de membro inferior daquele indivíduo.

Assim, a estabilidade articular permite não só manter um determinado alinhamento segmentar dentro de limites estruturais normais, como pretende a manutenção da estabilidade global do corpo, pela manutenção do centro de massa (CoM) bem relacionado com a superfície de apoio. Deste modo, a relação entre membro dominante e não dominante deve refletir diferenças em termos de estabilidade, dadas as diferentes funções atribuídas a cada um. Tendo por base o que já foi falado sobre membro inferior dominante, se este for o membro da ação, o que é selecionado para manipular o meio externo, então é expectável existir diferenças em termos de suporte de peso corporal, quando comparado com o não dominante que está usualmente encarregue desta tarefa. Se por outro lado, o membro inferior é orientado para o suporte de peso corporal no decorrer de tarefas de locomoção, pode ser que a dominância não se traduza em alterações de estabilidade dada a complementaridade de ambos os membros inferiores, podendo-nos levar a concordar com os que propõem a inexistência de dominância no membro inferior.

Uma das formas avançadas para o estudo da estabilidade articular é a utilização da rigidez dinâmica articular (*dynamic joint stiffness* – DJS), definida pela equação [1]. Por hipótese, a relação entre o momento de força e o ângulo de uma articulação é considerado como sendo muito próximo ao linear. Esta característica linear é avaliada pelo coeficiente de determinação (R^2) e expressa o quão e ajusta o modelo linear ao fenómeno. Pode-se relacionar este comportamento linear como sendo a característica predominante elástica dos componentes articulares passivo e ativo (121) e que suporta o conceito de que, a relação momento-ângulo pode ser considerada representativa da DJS. O comportamento elástico da articulação depende do valor de R^2 , providenciando este uma medida do quão bem podem ser replicados os resultados observados pelo modelo e, em simultâneo, representa a proporção de variação total dos resultados explicados pelo mesmo. O conceito de DJS corresponde à resistência oferecida pelos músculos e outros

componentes articulares ao deslocamento intersegmentar e em resposta aos momentos de força externos (121, 129-132), e está intimamente ligada com a definição de rigidez (*stiffness*) que é entendida como a resistência oferecida por um corpo a alterações do seu comprimento (133). A DJS pode então ser considerada um indicador de estabilidade articular, dado que o controlo da rigidez articular ao longo de um determinado percurso motor associado com a proprioceptividade contribui para essa estabilidade (121). A rigidez é por isso importante na transmissão de força entre segmentos, especialmente quando esta transmissão é essencial para o resultado de determinada tarefa (122, 123). A DJS é calculada com recurso ao valor da inclinação da reta de regressão linear obtida do gráfico da relação momento de força articular versus o deslocamento angular da articulação em estudo (121, 132, 133).

$$DJS = \frac{dM}{d\theta} \quad [1]$$

Outro modo de avaliar a rigidez do membro inferior durante atividades motoras é a utilização de cálculos de rigidez baseados em modelos de massa-mola, que nos dão indicações da rigidez dinâmica de todo o complexo de membro inferior, resultante do contributo individual de cada uma das articulações constituintes do sistema. Os modelos comumente utilizados em estudos de tarefas funcionais como o salto vertical e o salto em comprimento são o do cálculo da rigidez de membro inferior (*leg stiffness* – KLEG) e o do cálculo da rigidez vertical (*vertical stiffness* – KVERT) (129, 132, 133), onde se avalia a resistência do indivíduo como um todo às variações impostas pela tarefa desenvolvida.

A KVERT avalia deslocamentos do CoM realizados na vertical, sendo calculada pelo quociente do valor máximo da componente vertical da força reativa do solo (Fmax) pelo deslocamento vertical máximo do CoM (Δ_y), e é definida pela equação [2] e esquematizada na figura 1.1.

$$KVERT = \frac{F_{\max}}{\Delta y} \quad [2]$$

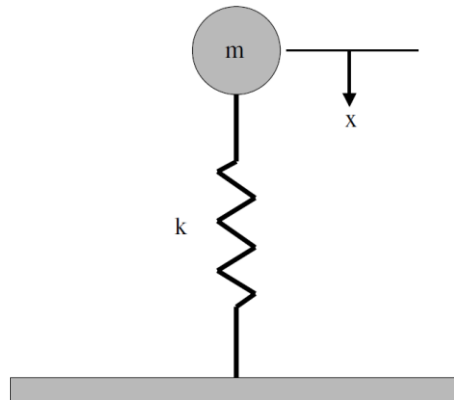


Figura 1.1 - Esquematização do modelo massa-mola utilizado para o cálculo da KVERT (*adaptada de Butler et al, 2003 (129)*).

Para obter os valores de KVERT é calculada uma reta de regressão linear, cujo valor de inclinação corresponderá ao valor de rigidez vertical (124).

Por outro lado a KLEG avalia deslocamentos do CoM que não são exclusivamente verticais, sendo definida pela equação [3] (onde F_{\max} corresponde ao valor máximo da componente vertical da força reativa do solo; $\Delta L = \Delta y + L_0(1 - \cos\theta)$; $\theta = \sin^{-1}(ut_c/2L_0)$; Δy é o deslocamento vertical do CoM, u corresponde à velocidade horizontal, L_0 corresponde ao comprimento do membro inferior inicial, t_c corresponde ao tempo de contacto no solo) (133, 134). A figura 1.2 esquematiza o modelo utilizado para o cálculo da KLEG.

$$KLEG = \frac{F_{\max}}{\Delta L} \quad [3]$$

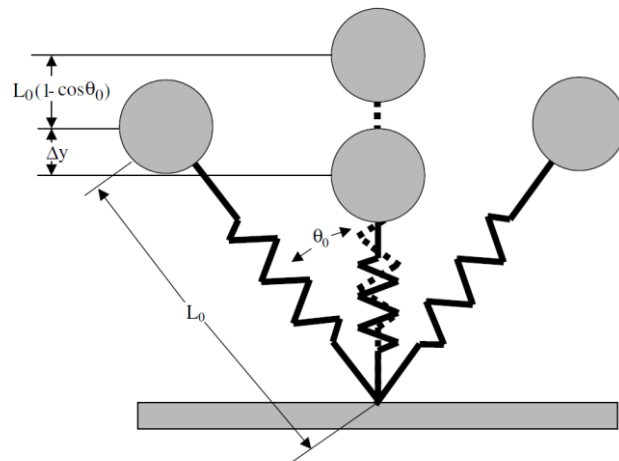


Figura 1.2 - Esquemática do modelo utilizado para o cálculo da KVERT (*adaptada de Butler et al, 2003 (129)*).

Considerando então a DJS, a KLEG e a KVERT como medidas de rigidez que podem indicar a estabilidade articular de um indivíduo no decorrer de uma tarefa motora, então poderemos tecer algumas questões que permitam ligar estes conceitos ao de dominância de membro inferior. Deste modo, é expectável que o membro utilizado para a manipulação de objetos tenha níveis de estabilidade diferentes em relação ao membro em que é confiado o peso corporal e controlo da totalidade do corpo, dadas as diferentes necessidades impostas aos componentes ativo e passivo articular.

Assim, poderemos criar uma hipótese, em que é expectável a existência de diferenças significativas a nível da estabilidade articular, que serão passíveis de ser observadas através do estudo das medidas de rigidez apresentadas. A existência destas diferenças poderá indicar que estas medidas de rigidez podem ser um indicador objetivo da dominância de membro inferior. Se ausentes as diferenças, então as estratégias de estabilidade de ambos os membros são próximas, indicando que a dominância de membro inferior possa não ser tão clara e, eventualmente, ausente.

1.4. *Objetivos da Tese*

O objetivo da presente tese é o de verificar a existência de relação entre a lateralidade do indivíduo, no que diz respeito ao índice de dominância de pé, e as medidas de estabilidade articular, calculadas em atividades funcionais de interesse na clínica e no estudo da motricidade humana.

Deste modo, pondera-se a identificação de indicadores de dominância de membro inferior que possam complementar objetivamente as medidas de dominância comumente utilizadas para esta atribuição.

1.5. *Organização do Trabalho*

O presente trabalho está organizado numa sequência de capítulos que demonstram a continuidade e a integração dos diferentes elementos conceptuais, metodológicos e de resultados. O conjunto dos capítulos constitui-se como todo e corresponde à concretização do objetivo geral da tese.

O primeiro capítulo, correspondente à introdução, onde se procede à apresentação dos principais temas a serem associados ao longo do trabalho. Esta introdução é seguida de cinco capítulos, submetidos a revistas como trabalhos independentes.

O capítulo 2 descreve o processo de adaptação cultural e avaliação da fidedignidade de resposta da versão portuguesa do *Lateral Preference Inventory* (LPI).

O capítulo 3 apresenta um estudo que visa dois objetivos. O primeiro prende-se com a fidedignidade existente entre duas versões do LPI, uma *online* de autorresposta

pelos participantes, outra observacional, onde os participantes executam as tarefas existentes no inventário e um examinador observa e gradua as mesmas. O segundo objetivo consiste em verificar a consistência existente entre o valor de dominância de pé obtido pela aplicação do LPI com a seleção de membro inferior para a realização de quatro tarefas funcionais assimétricas.

O capítulo 4 visa identificar diferenças entre membros inferiores, em termos de DJS do tornozelo medida durante a fase de apoio da marcha.

O capítulo 5 tenta verificar diferenças entre membros inferiores nas medidas de DJS do tornozelo e joelho, bem como de KLEG, no decorrer do apoio final da tarefa de triplo salto unilateral em distância.

O capítulo 6 estuda igualmente a DJS do tornozelo e joelho, e as medidas de KVERT, na tarefa de saltitar unilateral, pretendendo verificar diferenças relacionáveis com a dominância de membro inferior.

O capítulo 7 apresenta uma conclusão geral, onde são delineadas as conclusões gerais da tese e propostas linhas de continuidade de estudos, que permitam aprofundar esta temática e aumentar a sua aplicabilidade a outras áreas da ciência.

A organização da bibliografia, para permitir uma melhor organização e sequência do trabalho, encontra-se toda agrupada na secção referências bibliográficas, ordenada por ordem de citação.

2. ADAPTAÇÃO CULTURAL E FIDEDIGNIDADE DA VERSÃO PORTUGUESA DO LATERAL PREFERENCE INVENTORY PARA A AVALIAÇÃO DO PERFIL DE LATERALIDADE

Capítulo baseado no artigo: Atalaia, T.; Abrantes, J.M.C.S.; Castro-Caldas, A. *Adaptação Cultural e Fidedignidade da Versão portuguesa do Lateral Preference Inventory para a Avaliação do Perfil de Lateralidade. Salutis Scientia. 2015, 7 (Março):5-11.*

2.1. Resumo

Objetivo: A avaliação do perfil de lateralidade, medida composta pela avaliação de quatro índices de dominância que incluem a de mão, de pé, visual e auditiva, é amplamente utilizada em várias áreas do conhecimento. O *Lateral Preference Inventory* (LPI) é um instrumento de fácil utilização que permite esta avaliação. O objetivo deste estudo é o de traduzir e adaptar culturalmente o LPI para a língua portuguesa, bem como testar a sua fidedignidade. **Métodos:** O processo de obtenção da versão portuguesa do LPI incluiu a realização de traduções e retroversões, a consulta de painéis de consenso e pré-teste. **Medidas de Resultados:** Para verificar a fidedignidade da versão portuguesa do LPI foi utilizado o coeficiente de correlação intra-classe (ICC) e respetivo alfa de *Cronbach*. **Resultados:** A segunda versão preliminar do LPI foi bem aceite pelos indivíduos no pré-teste com pequenas sugestões a incluir na versão final. A avaliação da fidedignidade mostrou valores excelentes e moderados para 12 itens ($0,7 < \alpha < 1$), muito baixos para 3 ($0,5 < \alpha < 0,6$) e valor inaceitável para um item ($\alpha < 0,5$). Os valores de fidedignidade para os índices de dominância foram excelentes para o caso da dominância de mão, pé e visual ($\alpha > 0,8$) e baixo no caso da dominância auditiva ($\alpha < 0,07$). **Conclusões:** A versão portuguesa do LPI apresenta uma boa compreensão e adequação. A sua fidedignidade é excelente para a dominância de mão, de pé e visual, não sendo tão boa na auditiva. Serão necessários mais estudos com amostras normais, específicas e patológicas para verificar a fidedignidade e validade desta versão portuguesa do LPI.

Palavras-chave: *Lateral Preference Inventory*, Adaptação cultural, avaliação da lateralidade, perfil de lateralidade.

2.2. Introdução

A lateralidade pode ser considerada como um descritor genérico de assimetrias funcionais, que são reflexo de uma utilização assimétrica preferencial de um membro ou órgão dos sentidos em relação ao seu par contra lateral (18). A lateralidade é constituída de vários índices, que identificados dão, no seu conjunto, o perfil de lateralidade do indivíduo. Os índices mais utilizados e estudados são a dominância de mão, dominância de pé, dominância ocular e dominância auditiva (5, 18, 20). A sua utilização é ampla em várias áreas da ciência.

O *Lateral Preference Inventory* (LPI) é um instrumento de medida do perfil de lateralidade composto pelos índices de dominância de mão, de pé, visual e auditiva, que apresenta boa fidedignidade (49). Da pesquisa efetuada, não se encontraram instrumentos que avaliem os quatro índices, adaptados à população portuguesa. Dado que este instrumento foi um dos mais frequentemente encontrados em estudos de lateralidade cujo objetivo era o de cruzamento dos índices que o compõem (10, 29, 30, 46-62), o objetivo do presente estudo é o de proceder à sua adaptação cultural e avaliação da fidedignidade da versão portuguesa resultante.

2.3. Metodologia

Previamente à realização do presente estudo, foi contactado o autor da versão original do LPI, o Professor Doutor Stanley Coren, Professor Emérito do Departamento de Psicologia da Universidade de *British Columbia* (Vancouver, Canadá). O Professor Coren deu autorização para o processo de criação da versão portuguesa do LPI, contida no seu estudo datado de 1993 (49), para fins de investigação.

2.3.1. Adaptação cultural

Para proceder à adaptação cultural do LPI, utilizou-se a metodologia sequencial descrita por *Beaton, Bombardier, Guillemin e Ferraz* em 2000 (135), e utilizada por

vários autores para este efeito, como por exemplo no estudo de *Gonçalves, Cavalheiro, Gil, Rodrigues, Coutinho, Henriques e Ferreira* em 2013 (136), onde os mesmos procederam à adaptação cultural e validação da versão portuguesa do *Living with Asma Questionnaire*.

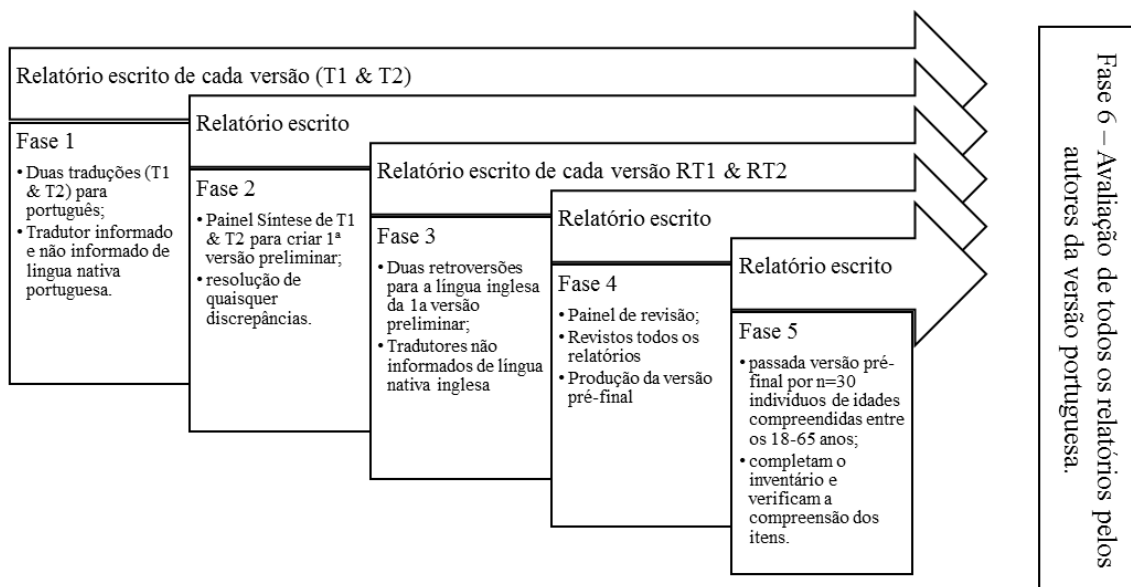


Figura 2.1 – Fases do processo de adaptação cultural como descritos por *Beaton et al*, 2000 (135).

Esta metodologia compreende várias fases, como pode ser observado na figura 2.1. A primeira fase consiste na obtenção de duas versões traduzidas para português do instrumento. Estas primeiras traduções foram obtidas através de dois tradutores cuja língua nativa era o português.

Destas duas versões foi criado um relatório de consenso feito por um primeiro painel, e da qual saiu a primeira versão preliminar (fase 2 do processo). Esta versão preliminar foi submetida ao processo de retroversão por dois tradutores de língua materna inglesa, que não tinham conhecimento da versão original do LPI (fase 3).

A retroversão obtida foi enviada para o autor do LPI original, de modo a que este verifique a equivalência linguística entre as duas versões.

A versão preliminar obtida na fase 2 foi então enviada a um painel de revisão. Este painel de consenso era formado por 6 fisioterapeutas, 2 investigadores na área da fisioterapia, 2 professores do ensino básico e 1 médico. Este painel visava verificar todo o processo e criar a segunda versão preliminar (fase 4).

A segunda versão preliminar foi então preenchida por 11 indivíduos normais, de idade compreendida entre os 12 e 67 anos de ambos os géneros (5 do género feminino com média de idade $42,6 \pm 7,3$ anos de idade; 7 do género masculino com média de idade de $41,4 \pm 16,7$ anos de idade), de modo a se pronunciarem sobre a compreensão e adequação dos itens do inventário.

Todos os relatórios produzidos em cada uma das fases descritas, foram então analisados pelos autores da versão portuguesa da LPI, sendo finalmente criada a sua versão final, que pode ser observada na figura 2.2.

2.3.2. Fidedignidade

Após o processo de adaptação cultural, e obtida a versão portuguesa do LPI, procedeu-se à avaliação da fidedignidade desta versão. Assim, 34 indivíduos (26 mulheres com média de idade de $25,6 \pm 3,98$ anos de idade; 8 homens com média de idades de $26,9 \pm 3,9$ anos de idade) preencheram a versão portuguesa do LPI duas vezes, com o espaçamento de pelo menos 1 mês. Escolheu-se este tempo, de modo a espaçar as respostas para que não existisse memória das mesmas. A fidedignidade foi testada com recurso do coeficiente de correlação intra-classe (ICC) e respetivo alfa de *Cronbach*, com um intervalo de confiança de 95% e um modelo de efeito misto, dado que apenas os participantes da amostra foram aleatoriamente selecionados (137). O processo de aleatorização foi alcançado através da aceitação do indivíduo para participar no estudo, dado que o convite foi enviado inicialmente a 164 indivíduos. A análise foi realizada por item do inventário, e por índice de dominância de mão, pé, visual e auditiva. Para o tratamento estatístico utilizou-se o com recurso ao *software Statistical Package for Social Sciences* (SPSS versão 20, IBM, USA).

2.4. Resultados

2.4.1. Adaptação cultural

A segunda versão preliminar do LPI foi bem aceita pelos indivíduos no pré-teste. Todos os itens foram considerados adequados e compreensíveis, sendo aconselhado a inclusão do termo “microscópio” em associação ao “telescópio” presente no item número 9, já que este último é menos usual do que o primeiro, facilitando a compreensão da questão. Foi aconselhado igualmente a inclusão do termo “música” no item número 14. A figura 2.2 descreve a versão final do Inventário de Preferência Lateral de Coren, nome dado à versão portuguesa do LPI.

2.4.1. Fidedignidade

Os valores do ICC e correspondente alfa de *Cronbach* de cada item do LPI, podem ser observados na tabela 2.1.

Da observação da tabela, pode-se verificar que os itens 1, 2, 3, 6 e 11 excelentes valores de ICC e alfa de *Cronbach* ($\alpha > 0,9$), onde os itens 4, 5, 7, 9, 10, 12 e 14 apresentam valores considerados moderado a elevado ($0,7 < \alpha < 0,9$). Os valores de ICC e alfa de *Cronbach* para os itens 8, 13 e 16 são considerados muito baixos ($\alpha < 0,6$) sendo que o item 15 tem um valor inaceitável ($\alpha < 0,5$).

A tabela 2.2 mostra os valores de ICC e correspondente alfa de *Cronbach* para cada um dos índices de dominância (mão, pé, visual e auditiva) avaliados pelo LPI. Da análise da tabela, verifica-se que o índice de dominância de mão e pé apresentam valores considerados excelentes ($\alpha > 0,9$), o índice de dominância visual apresenta um valor excelente muito próximo dos 0,9 ($\alpha = 0,899$), enquanto que o índice de dominância auditiva apresenta um valor baixo ($\alpha < 0,7$).

Inventário de Preferência Lateral de Coren.

Leia cada uma das perguntas abaixo indicadas. Decida qual a mão, pé, etc. que usaria para completar cada atividade e, em seguida, assinale a resposta que o descreve melhor. Se tiver alguma dúvida em qualquer resposta, experimente efetuar a ação solicitada.

1.	Qual é a mão que utiliza para desenhar?	Direita__ Esquerda __ Qualquer uma __
2.	Qual é a mão que utiliza para atirar uma bola a um alvo?	Direita__ Esquerda __ Qualquer uma __
3.	Qual é a mão que utiliza para apagar com uma borracha?	Direita__ Esquerda __ Qualquer uma __
4.	Qual é a mão que retira a primeira carta de um baralho quando está a distribuir cartas?	Direita__ Esquerda __ Qualquer uma __
5.	Qual é o pé que usa para chutar uma bola em direção a um alvo?	Direito__ Esquerdo __ Qualquer um __
6.	Qual é o pé que usa se quiser apanhar uma pedrinha com os dedos do pé?	Direito__ Esquerdo __ Qualquer um __
7.	Qual é o pé que usa para pisar um insecto?	Direito__ Esquerdo __ Qualquer um __
8.	Qual é o primeiro pé que coloca numa cadeira se quiser subir para cima dela?	Direito__ Esquerdo __ Qualquer um __
9.	Qual é o olho que usa para olhar por um telescópio / microscópio?	Direito__ Esquerdo __ Qualquer um __
10.	Qual é o olho que utiliza para espreitar para dentro de uma garrafa escura para saber se esta cheia ou vazia?	Direito__ Esquerdo __ Qualquer um __
11.	Qual é o olho que utiliza para espreitar pelo buraco de uma fechadura?	Direito__ Esquerdo __ Qualquer um __
12.	Qual é o olho que usa para fazer pontaria com uma espingarda?	Direito__ Esquerdo __ Qualquer um __
13.	Qual é o ouvido que coloca contra uma porta fechada se quiser ouvir uma conversa que esteja a decorrer atrás dela?	Direito__ Esquerdo __ Qualquer um __
14.	Qual é o ouvido em que coloca apenas um auricular para ouvir rádio/ música?	Direito__ Esquerdo __ Qualquer um __
15.	Qual é o ouvido que encosta ao peito de alguém para ouvir o seu batimento cardíaco?	Direito__ Esquerdo __ Qualquer um __
16.	Imagine que está uma pequena caixa em cima de uma mesa. Esta caixa contém um pequeno relógio. Qual é o ouvido que coloca contra a caixa para descobrir se o relógio está a trabalhar?	Direito__ Esquerdo __ Qualquer um __

Instruções para cotação:

Itens de 1 a 4 são relativos à dominância de mão, de 5 a 8 à dominância de pé, de 9 a 12 à dominância visual e de 13 a 16 à dominância auditiva. Para cada subescala de 4 itens, calcule (D-E), onde D é o número de respostas onde é assinalado o lado “direito” e E o número de respostas onde é assinalado o lado “esquerdo”.

Figura 2.2 – Versão portuguesa do LPI.

Tabela 2.1 – Resultados do ICC e alfa de *Cronbach* para cada um dos itens do Inventário de Preferência Lateral de Coren.

Pair		Intraclass Correlation ^b	95% Confidence Interval		F Test with True Value 0				Cronbach's Alpha
			Lower Bound	Upper Bound	Value	df1	df2	Sig	
Item 1	Single Measures	1,000 ^a	.	.	.	33	.	.	1,000
	Average Measures	1,000 ^c	.	.	.	33	.	.	
Item 2	Single Measures	0,910 ^a	0,828	0,954	20,881	33	33	0,000	0,952
	Average Measures	0,953 ^c	0,906	0,977	20,881	33	33	0,000	
Item 3	Single Measures	0,822 ^a	0,672	0,907	9,961	33	33	0,000	0,900
	Average Measures	0,902 ^c	0,804	0,951	9,961	33	33	0,000	
Item 4	Single Measures	0,636 ^a	0,387	0,799	4,513	33	33	0,000	0,778
	Average Measures	0,778 ^c	0,558	0,889	4,513	33	33	0,000	
Item 5	Single Measures	0,633 ^a	0,381	0,798	4,418	33	33	0,000	0,774
	Average Measures	0,775 ^c	0,552	0,888	4,418	33	33	0,000	
Item 6	Single Measures	0,857 ^a	0,716	0,929	14,683	33	33	0,000	0,932
	Average Measures	0,923 ^c	0,834	0,963	14,683	33	33	0,000	
Item 7	Single Measures	0,593 ^a	0,328	0,773	3,949	33	33	0,000	0,747
	Average Measures	0,745 ^c	0,494	0,872	3,949	33	33	0,000	
Item 8	Single Measures	0,405 ^a	0,096	0,647	2,436	33	33	0,006	0,590
	Average Measures	0,577 ^c	0,174	0,786	2,436	33	33	0,006	
Item 9	Single Measures	0,782 ^a	0,606	0,885	7,980	33	33	0,000	0,875
	Average Measures	0,878 ^c	0,755	0,939	7,980	33	33	0,000	
Item 10	Single Measures	0,738 ^a	0,536	0,86	6,517	33	33	0,000	0,847
	Average Measures	0,849 ^c	0,698	0,925	6,517	33	33	0,000	
Item 11	Single Measures	0,832 ^a	0,690	0,912	10,702	33	33	0,000	0,907
	Average Measures	0,908 ^c	0,816	0,954	10,702	33	33	0,000	
Item 12	Single Measures	0,532 ^a	0,237	0,736	3,207	33	33	0,001	0,688
	Average Measures	0,694 ^c	0,383	0,848	3,207	33	33	0,001	
Item 13	Single Measures	0,426 ^a	0,108	0,665	2,470	33	33	0,006	0,595
	Average Measures	0,598 ^c	0,195	0,799	2,470	33	33	0,006	
Item 14	Single Measures	0,674 ^a	0,440	0,823	5,088	33	33	0,000	0,803
	Average Measures	0,805 ^c	0,611	0,903	5,088	33	33	0,000	
Item 15	Single Measures	0,038 ^a	-0,290	0,363	1,081	33	33	0,412	0,075
	Average Measures	0,074 ^c	-0,816	0,533	1,081	33	33	0,412	
Item 16	Single Measures	0,410 ^a	0,083	0,656	2,352	33	33	0,008	0,575
	Average Measures	0,582 ^c	0,153	0,792	2,352	33	33	0,008	

Two-way mixed effects model where people effects are random and measures effects are fixed.

a. The estimator is the same, whether the interaction effect is present or not.

b. Type A intraclass correlation coefficients using na absolute agreement definition.

c. This estimate is computed assuming the interaction effect is absent, because it is not estimable otherwise.

Tabela 2.2 – Resultados do ICC e alfa de *Cronbach* para cada um dos índices de dominância (mão, pé, visual e auditiva) do Inventário de Preferência Lateral de Coren.

Pair		Intraclass Correlation ^b	95% Confidence Interval		F Test with True Value 0				Cronbach's Alpha
			Lower Bound	Upper Bound	Value	df1	df2	Sig	
Índice Mão	Single Measures	0,965 ^a	0,932	0,982	57,792	33	33	0,000	0,983
	Average Measures	0,982 ^c	0,965	0,991	57,792	33	33	0,000	
Índice Pé	Single Measures	0,852 ^a	0,724	0,923	13,077	33	33	0,000	0,924
	Average Measures	0,920 ^c	0,840	0,960	13,077	33	33	0,000	
Índice Visual	Single Measures	0,821 ^a	0,671	0,907	9,941	33	33	0,000	0,899
	Average Measures	0,902 ^c	0,803	0,951	9,941	33	33	0,000	
Índice Auditivo	Single Measures	0,492 ^a	0,188	0,710	2,906	33	33	0,001	0,656
	Average Measures	0,660 ^c	0,317	0,830	2,906	33	33	0,001	

Two-way mixed effects model where people effects are random and measures effects are fixed.

a. The estimator is the same, whether the interaction effect is present or not.

b. Type A intraclass correlation coefficients using an absolute agreement definition.

c. This estimate is computed assuming the interaction effect is absent, because it is not estimable otherwise.

2.5. Conclusão

A versão portuguesa do LPI apresentou uma boa aceitação por parte dos indivíduos, sendo de fácil utilização e de compreensão. A retroversão da versão portuguesa obteve aprovação pelo autor da versão original, o que significa que não se perdeu o objetivo do inventário no processo de adaptação cultural. Os resultados da fidedignidade foram excelentes para a maioria dos itens do inventário, bem como para cada um dos índices de dominância avaliados pelo mesmo. De reparar que as questões relativas à dominância auditiva, foram as que registaram piores valores de fidedignidade, sendo que deve ser tido em atenção estes dados na utilização do LPI para a avaliação desta dominância. De modo a aumentar a fidedignidade desta versão portuguesa, deverão ser realizados mais estudos não só com populações normais em maior número, como com populações específicas (desportistas, crianças) e com patologia (do foro mental e físico). Por outro lado, estudos que visem o cruzamento deste instrumento com outros que avaliem mais especificamente cada uma dos índices de dominância incluídos no LPI, deverão ser conduzidos de modo a avaliar e aumentar a fidedignidade e validade desta versão portuguesa do LPI.

3. É A DOMINÂNCIA DE PÉ CONSISTENTE?

Capítulo baseado no artigo: *Atalaia, T.; Abrantes, J.M.C.S.; Castro-Caldas, A. Is Footedness consistent?. JOBARI. 2015;3(1): 1-8.*

3.1. Resumo

Objetivo: A avaliação da dominância de pé é realizada com recurso tanto a questionários de autorresposta como à observação do desempenho de tarefas. O objetivo do presente trabalho é o de verificar qual a fidedignidade de uma versão *online* do *Lateral Preference Inventory* (LPI) e a de comparar o resultado do índice de dominância de pé com a consistência de seleção do membro inferior no desempenho de quatro tarefas funcionais assimétricas. Desenho: Estudo de fidedignidade do tipo teste-reteste. Métodos: Uma versão *online* do LPI foi usada para avaliar o perfil de lateralidade de indivíduos quanto à dominância de mão, pé, visual e auditiva. Os resultados foram comparados com os obtidos um mês após, através da observação da execução das tarefas contidas no LPI. O índice de dominância de pé foi comparado com um resultado de consistência da seleção de membro inferior para a execução de tarefas funcionais assimétricas. Sujeitos: A versão *online* do LPI foi preenchida por 164 participantes. Uma amostra de 33 participantes (22 mulheres e 11 homens) foram voluntários para a parte observacional do estudo. Medidas de Resultados: Para verificar a fidedignidade entre as variáveis estudadas foi utilizado o coeficiente de correlação intra-classe (ICC). Resultados: Verificaram-se bons resultados entre a versão *online* e observacional do LPI para os índices de dominância de mão, de pé e visual. O índice dominância auditiva obteve valores não aceitáveis. Valores não aceitáveis foram também obtidos entre o índice de dominância de pé do LPI e a consistência de seleção de membro inferior para as tarefas assimétricas. Conclusões: A versão *online* do LPI parece adequada para estudos da lateralidade que considerem a dominância de mão, pé e olho mas não de ouvido. O membro inferior não dominante é o preferido para a execução de tarefas assimétricas revelando um resultado conflituoso no que diz respeito à definição de dominância de pé ou oferecendo suporte para a “*teoria da inexistência de dominância de pé*”.

Palavras-chave: *Lateral Preference Inventory*, questionários *online*, dominância de pé, avaliação.

3.2. Introdução

Dado que a dominância de pé consiste na preferência demonstrada pela utilização de um membro inferior em prol do membro contra lateral (13, 21, 24, 25, 29, 88), seria expectável a existência de diferenças entre membro inferior dominante e não dominante (138). A ausência de evidência em relação a este dado poderá dever-se à falta de importância dada pela investigação científica à dominância de pé, mesmo tendo em consideração alguns estudos que sugerem a dominância de pé como melhor indicadora de dominância cerebral do que a dominância de mão, devido ao facto de ser menos influenciável por aspetos culturais (21, 23, 26).

Tais diferenças têm sido o foco de vários estudos que conduziram a resultados controversos (21), com registo de diferenças entre membros inferiores nas medidas de oscilação do centro de massa (CoM), durante a execução de tarefas de estabilidade unilateral em participantes não desportistas (139), e sem registo de diferenças entre membros inferiores em termos de força muscular (74, 79), ou nos valores do salto vertical ou horizontal (140).

Um dos pontos principais que é discutido na literatura que apresenta ausência de consenso é o da definição de membro dominante. No caso do membro inferior, a maioria dos investigadores considera como membro dominante, aquele que é utilizado para a mobilização ou iniciação de uma ação, outros definem como dominante aquele utilizado como membro de estabilização (21, 28) e, ainda, outros consideram, dado o papel bilateral de ambos os membros, que não existe dominância no caso do membro inferior (24). Esta suposição pode ser, de algum modo, explicada pela conceção de que as ações que são desempenhadas pelo membro inferior são bilaterais, com cada membro inferior a ter um papel complementar que permite a realização da tarefa (28, 141).

De uma perspetiva desenvolvimentista, esta complementaridade de papéis surge da ideia de que o controlo postural (extensão anti-gravítica) é alcançado pelo lado

esquerdo mais cedo do que é demonstrado pelo lado direito o movimento de mobilização voluntária (141). Se esta hipótese é verdadeira, então as diferenças na preferência de membro devem estar presentes, existindo ausência de verificação na investigação (28). Poderá ser que tarefas diferentes, com características funcionais diferentes, demonstrem preferências de membro inferior diferentes. Por exemplo, tarefas onde a ênfase seja dado na estabilização pode ter uma preferência de pé diferente de outras tarefas nas quais a ênfase seja dado à mobilização, ou até em tarefas com um contexto bilateral no qual é requerido o equilíbrio estabilidade/mobilidade (28). Alguma evidência demonstra que a seleção de membro para tarefas com contexto bilateral é independente do contexto unilateral, sendo registada uma tendência clara pelo uso do membro direito tanto para mobilização como para estabilização (21, 29, 30).

A avaliação da preferência de pé é realizada tanto por recurso a questionários como por observações do desempenho, sendo que não existe consenso em qual destas medidas é a melhor, mesmo com a existência de considerável evidência (26, 32, 49, 88). No presente estudo, o *Lateral Preference Inventory* (LPI) foi utilizado, dada a sua boa fidedignidade para a avaliação do perfil de lateralidade que compreende a dominância de mão, de pé, visual e auditiva (49).

Para a avaliação da dominância de mão, o LPI compreende os seguintes itens: “Qual é a mão que utiliza para desenhar?”; “Qual é a mão que utiliza para atirar uma bola a um alvo?”; “Qual é a mão que utiliza para apagar com uma borracha?”; “Qual é a mão que retira a primeira carta de um baralho quando está a distribuir cartas?”. Os itens do LPI relacionados com a dominância de pé eram: “Qual é o pé que usa para chutar uma bola em direção a um alvo?”; “Qual é o pé que usa se quiser apanhar uma pedrinha com os dedos do pé?”; “Qual é o pé que usa para pisar um insecto?”; “Qual é o primeiro pé que coloca numa cadeira se quiser subir para cima dela?”. Para a avaliação da dominância visual, o LPI apresenta os seguintes itens: “Qual é o olho que usa para olhar por um telescópio / microscópio?”; “Qual é o olho que utiliza para espreitar para dentro de uma garrafa escura para saber se esta cheia ou vazia?”; “Qual é o olho que utiliza para espreitar pelo buraco de uma fechadura?”; “Qual é o olho que usa para fazer pontaria com uma

espingarda?”. A avaliação da dominância auditiva incluía: “Qual é o ouvido que coloca contra uma porta fechada se quiser ouvir uma conversa que esteja a decorrer atrás dela?”; “Qual é o ouvido em que coloca apenas um auricular para ouvir rádio/ música?”; “Qual é o ouvido que encosta ao peito de alguém para ouvir o seu batimento cardíaco?”; “Imagine que está uma pequena caixa em cima de uma mesa. Esta caixa contém um pequeno relógio. Qual é o ouvido que coloca contra a caixa para descobrir se o relógio está a trabalhar?”.

O objetivo do presente estudo é, em primeiro lugar, verificar a concordância entre os coeficientes de lateralidade obtidos por uma versão *online* do LPI com os obtidos pela observação do cumprimento das tarefas do LPI realizada com pelo menos um mês de intervalo entre avaliações. Se os resultados obtidos forem bons, então a utilização da versão *online* do LPI poderá facilitar a recolha de dados em estudos que utilizem índices de lateralidade.

Em segundo lugar, temos como objetivo verificar se o perfil de dominância de pé de cada sujeito é consistente com a seleção de membro inferior para a realização de quatro tarefas assimétricas: posição de pé quasi-estática com olhos abertos (UQSO), posição de pé quasi-estática com olhos fechados (UQSC), triplo salto unilateral em distância (SLTJD) e o saltitar unilateral por 10 segundos (UH). Estas tarefas foram selecionadas pois são utilizadas tanto para a avaliação da dominância de pé (26, 78, 82, 89), como para a avaliação funcional e do controlo neuromuscular em ambientes clínicos (142-144). Os resultados obtidos são discutidos à luz das diferentes definições de preferência de pé propostas.

3.3. Metodologia

3.3.1. Participantes e Procedimentos

Os participantes foram selecionados através de convite *online*, que incluía uma explicação do propósito do estudo e seus procedimentos. Os participantes que aceitavam participar davam consentimento informado de acordo com a Declaração de Helsínquia. Estes preenchiam uma versão *online* do *Lateral Preference Inventory* (LPI) (49). Os questionários *online* demonstraram ser fidedignos (118), mas durante a revisão de literatura desenvolvida não foi encontrada nenhuma referente à utilização *online* do LPI. Um total de 164 participantes completaram o LPI *online* e uma amostra de 33 participantes, 22 mulheres (média de idade = $23,0 \pm 2,98$ anos; peso médio = $60,3 \pm 9,8$ kg; altura média = $176,1 \pm 5,1$ cm) voluntariou-se para participar na fase de observação, a qual envolvia a observação dos participantes a executar as tarefas incluídas no LPI e a observação referente à seleção de membro inferior para a realização das tarefas assimétricas definidas, UQSO, UQSC, SLTJD e o UH durante 10 segundos. O tempo mínimo de intervalo entre a aplicação do LPI *online* e a fase de observação foi de um mês.

3.3.2. Processamento dos Dados

Para avaliar a fidedignidade da versão *online* do LPI, utilizou-se o coeficiente de correlação intra-classe (ICC) com um intervalo de confiança de 95% e um modelo de efeito misto, dado que apenas os participantes da amostra foram aleatoriamente selecionados (137). O processo de aleatorização foi alcançado através da aceitação do participante para realizar a segunda fase do estudo. Para avaliar a consistência entre o índice de dominância de pé e a seleção de membro inferior, uma análise estatística descritiva foi desenvolvida através da realização de uma tabulação cruzada entre o coeficiente de dominância de pé e a seleção de membro inferior por tarefa observada. De modo a permitir a comparação dos coeficientes, uma adaptação do método de registo do LPI foi utilizada: em cada tarefa, o membro selecionado foi registado como direito ou esquerdo. No final das tarefas, um valor de “1” foi adicionado a cada pé direito

selecionado e o valor de “-1” a cada pé esquerdo selecionado. Assim, um perfil de dominância de pé relacionado com as tarefas foi calculado, podendo variar entre “4” (uma seleção direita consistente) e “-4” (uma seleção esquerda consistente) sendo o valor “0” considerado como ambidestro. Este critério permitiu a verificar se diferenças significativas existiam entre o coeficiente obtido pelo LPI e o coeficiente relativo às tarefas proposto, através da utilização da mesma escala de classificação. Para alcançar este último objetivo, foi conduzido um teste de ICC entre os valores de dominância de pé pelo LPI obtidos na observação e os valores de dominância de pé obtidos pela observação da seleção de membro inferior para o desempenho das tarefas. A análise estatística foi desenvolvida com recurso ao *software Statistical Package for Social Sciences* (SPSS versão 20, IBM, USA).

3.4. Resultados

A tabela 3.1 mostra os resultados do LPI obtidos nas duas situações em estudo (*online* e observação), para cada um dos índices de dominância de mão, pé, visual e auditiva. Apresenta igualmente dados sobre a preferência de pé para cada uma das tarefas observadas e o coeficiente de dominância de pé calculado com base na consistência da seleção de membro para o desempenho de cada tarefa, obtido como descrito na metodologia.

Pela observação do índice de dominância de pé da fase online, verifica-se que 24 participantes eram dominantes direitos (7,7%), 5 participantes eram dominantes esquerdos (15,2%) e 4 participantes eram ambidestros de pé (12,1%). Os valores do índice de dominância de pé na fase de observação diferiam um pouco, com 26 participantes dominantes direitos (78,8%), 5 participantes dominantes esquerdos (15,1%) e 2 participantes ambidestros de pé (6,1%).

Tabela 3.1 - Valores da amostra para cada índice do LPI, seleção de membro inferior por tarefa assimétrica e respectivo valor de preferência de pé.

	Lateral Preference Inventory (LPI) - Coeficientes								Tarefas Assimétricas				
	Dominância Mão		Dominância Pé		Dominância Olho		Dominância Ouvido		Preferência de Pé Observada				Preferência Pé Valor
	Online	Observação	Online	Observação	Online	Observação	Online	Observação	UQSO	UQSC	SLTJD	UH	
1	4	4	1	2	-4	-4	-1	4	D	D	E	D	3
2	4	4	4	2	-2	-4	4	0	D	D	D	D	4
3	3	0	0	4	4	-4	1	-4	D	D	D	D	4
4	4	4	3	4	4	2	0	2	D	D	D	D	4
5	4	4	2	4	4	2	1	4	E	E	E	E	-4
6	4	4	4	4	-4	-4	4	4	D	D	D	D	4
7	4	4	4	2	-4	-4	0	4	E	E	D	E	-3
8	4	4	1	2	0	2	1	2	E	E	D	D	0
9	4	4	4	4	-4	-4	4	4	D	D	D	D	4
10	4	4	4	4	4	4	4	4	D	D	D	D	4
11	4	4	3	0	-3	0	3	4	E	E	D	D	0
12	-2	-4	-3	-2	0	-4	-3	2	E	E	E	E	-4
13	2	4	4	4	4	0	4	0	D	D	D	D	4
14	3	4	3	4	-4	-4	1	4	D	D	D	D	4
15	4	4	4	4	4	4	-4	-2	D	D	D	E	3
16	-4	-4	-4	-4	-4	-4	-2	-4	D	D	D	D	4
17	4	4	3	4	-2	-4	-2	4	E	E	E	E	-4
18	4	4	-2	-4	2	-4	3	-2	E	E	E	D	0
19	4	4	0	2	4	-4	0	2	E	E	E	D	-3
20	-4	-4	1	-4	4	4	0	2	E	E	D	D	0
21	4	4	3	2	3	2	2	-2	E	E	E	E	-4
22	3	0	-2	-2	4	0	0	0	D	D	E	D	3
23	4	4	2	2	3	4	3	4	D	D	D	D	4
24	4	4	2	2	0	-4	0	2	E	E	E	E	-4
25	0	2	0	-2	-1	-2	-2	-2	E	E	D	D	0
26	4	4	4	2	-4	0	2	4	D	D	D	D	4
27	3	4	1	4	4	0	0	2	D	E	D	D	3
28	4	4	3	2	4	2	-3	-2	D	D	D	D	4
29	4	4	0	2	-4	4	0	0	E	E	D	D	0
30	4	4	4	0	0	-4	0	4	D	D	D	D	4
31	4	4	-1	4	4	4	1	-2	E	E	D	D	0
32	4	4	4	4	4	4	-4	2	E	E	E	D	-3
33	4	4	4	4	-4	-4	4	4	D	D	D	D	4

Nota: Os valores variam entre -4 (dominância esquerda consistente) e 4 (dominância direita consistente) sendo o valor 0 considerado ambidestro.

Comparando ambas as fases, podemos verificar que 10 participantes apresentavam valores idênticos em ambas as fases (30,3%), 13 participantes apresentavam valores de índice diferentes, mas mantinham a dominância de pé direito (39,4%), 2 participantes apresentaram valores diferentes do índice de dominância de pé, mas mantiveram a sua dominância esquerda (6,1%), 2 participantes mudaram a sua dominância de pé de direita para ambidestra (6,1%), 3 participantes mudaram a sua dominância de ambidestros para dominantes direitos de pé (9,1%), 1 participante mudou a sua dominância de ambidestro para dominante esquerdo de pé (3%), 1 participante mudou a sua dominância de pé de direita para esquerda (3%) e 1 participante mudou a sua dominância de pé de esquerda para direita (3%).

Considerando agora a seleção de membro inferior para a execução das tarefas assimétricas, pode-se verificar que 18 participantes selecionaram de modo consistente o

seu membro inferior direito para a execução da tarefa (54,6%), 8 participantes usaram o seu membro inferior esquerdo (24,2%) e 7 participantes não demonstraram uma consistência direita ou esquerda na seleção de membro inferior, tendo-se mantido ambidestros (21,2%).

O cálculo do ICC, para avaliação da fidedignidade entre a versão *online* do LPI e os valores obtidos no LPI na fase de observação, pode ser observado na tabela 3.2.

Tabela 3.2 – Valores do ICC e Alfa de *Cronbach* para cada um dos índices do LPI da versão *online* e obtidos na fase de observação.

Pair		Intraclass Correlation ^b	95% Confidence Interval		F Test with True Value 0				Cronbach's Alpha
			Lower Bound	Upper Bound	Value	df1	df2	Sig	
Hand_Online&Hand_Obs	Single Measures	.911 ^a	.828	.955	20.954	32	32	.000	.952
	Average Measures	.953 ^c	.906	.977	20.954	32	32	.000	
Foot_Online&Foot_Obs	Single Measures	.648 ^a	.393	.810	4.569	32	32	.000	.781
	Average Measures	.786 ^c	.564	.895	4.569	32	32	.000	
Eye_Online&Eye_Obs	Single Measures	.532 ^a	.241	.737	3.536	32	32	.000	.717
	Average Measures	.695 ^c	.388	.849	3.536	32	32	.000	
Ear_Online&Ear_Obs	Single Measures	.280 ^a	-.050	.560	1.812	32	32	.049	.448
	Average Measures	.438 ^c	-.104	.718	1.812	32	32	.049	

Two-way mixed effects model where people effects are random and measures effects are fixed.

- a. The estimator is the same, whether the interaction effect is present or not.
- b. Type A intraclass correlation coefficients using na absolute agreement definition.
- c. This estimate is computed assuming the interaction effect is absent, because it is not estimable otherwise.

A observação da tabela 3.2 permite verificar os bons valores obtidos tanto para o ICC como para o alfa de *Cronbach*. O referido é verdade para todos os índices estudados, com exceção da dominância auditiva, onde tanto o valor do ICC como o alfa de *Cronbach* (<0,5), indicam uma correlação não aceitável entre a fase *online* e observacional do LPI.

A tabela 3.3 mostra a análise por tabulação cruzada entre a seleção de membro inferior para cada uma das tarefas cruzada com o valor de dominância de pé obtido pelo LPI na fase de observação.

Tabela 3.3 – Tabulação cruzada entre o valor do índice de dominância de pé do LPI da fase de observação e a seleção de membro inferior nas tarefas assimétricas.

		Tarefas Assimétricas							
		UQSO		UQSC		SLTJD		UH	
		Pé Direito	Pé Esquerdo	Pé Direito	Pé Esquerdo	Pé Direito	Pé Esquerdo	Pé Direito	Pé Esquerdo
Foot_Obs	-4	1	2	1	2	3	0	3	0
	-2	1	2	1	2	1	2	2	1
	0	1	1	1	1	2	0	2	0
	2	5	6	5	6	7	4	8	3
	4	10	4	9	5	11	3	11	3
Total		18	15	17	16	24	9	26	7

Observando a tabela 3.3, verifica-se que dos 3 participantes, avaliados como dominantes de pé esquerdo consistentes (valor do LPI de “-4”), apenas 2 utilizaram o seu membro inferior dominante nas tarefas UQSO e UQSC. Nas tarefas SLTJD e UH, todos eles selecionaram o ser membro não dominante para a realização das tarefas. Considerando o grupo de dominantes esquerdos de pé, avaliados como “-2” pelo LPI, pode-se observar que apenas 2 escolhem o seu membro dominante para a realização da UQSO, UQSC e SLTJD. No caso do UH, 2 selecionam o seu membro inferior não dominante para a execução da tarefa. Os 2 participantes ambidestros “0”, tendem a selecionar o seu membro inferior direito para as tarefas de SLTJD e UH. No caso dos participantes avaliados como consistentes direitos (valor do LPI de “4”), a maioria deles utilizaram o seu membro dominante para as tarefas de UQSO, UQSC, SLTJD e UH. Mesmo assim, 4 deles utilizaram o seu membro não dominante no UQSO, 5 no UQSC e 3 no SLTJD e UH. No caso dos participantes dominantes de pé não consistentes, de valor LPI “2”, a maioria utilizou o seu membro não dominante nas tarefas de UQSO e UQSC. No caso do SLTJD e UH, a maioria utilizou o seu membro inferior dominante.

Os valores do ICC calculados para verificar a existência ou não de diferenças entre o valor de dominância de pé obtido na fase de observação do LPI e o valor de dominância de pé obtido pela consistência de seleção de membro inferior para o desempenho das tarefas, são apresentados na tabela 4.

Tabela 3.4 – Resultados do ICC e Alfa de *Cronbach* entre o valor do índice de dominância de pé da fase de observação do LPI e o valor de preferência de pé nas tarefas.

Pair		Intraclass Correlation ^b	95% Confidence Interval		F Test with True Value 0			Cronbach's Alpha
			Lower Bound	Upper Bound	Value	df1	df2	
Foot_Obs&Task_Obs	Single Measures	.123 ^a	-.225	.443	1.279	32	32	.245
	Average Measures	.219 ^c	-.581	.614	1.279	32	32	.245

Two-way mixed effects model where people effects are random and measures effects are fixed.

a. The estimator is the same, whether the interaction effect is present or not.

b. Type A intraclass correlation coefficients using na absolute agreement definition.

c. This estimate is computed assuming the interaction effect is absent, because it is not estimable otherwise.

Um valor não aceitável de ICC e alfa de *Cronbach* foi obtido, significando que os resultados entre os índices de dominância de pé obtidos na fase de observação do LPI, tendem a não se correlacionar com a preferência de membro inferior demonstrada pelos participantes para a execução das tarefas assimétricas.

3.5. Discussão

Diferenças entre membros inferiores são expectáveis de existir (138). A assimetria é normalmente considerada como sendo patológica (119), mas existência de alguma assimetria pode ser uma expressão de uma diferença funcional normal entre membros inferiores (119). Este foi o ponto de partida deste estudo, verificar a dominância de pé e a sua consistência ao longo de tarefas assimétricas do membro inferior. Em primeiro lugar, discutiu-se a fidedignidade da versão *online* do LPI. Como é possível observar na tabela 3.1 e 3.3, o nível de fidedignidade para a dominância de mão é excelente, muito boa para os índices de dominância de pé e visual, e não aceitável para o índice de dominância auditiva. Deste modo, a versão *online* do LPI parece ser uma boa opção para avaliar a dominância de mão, de pé e visual, mas não auditiva.

O segundo objetivo era o de verificar se a seleção de membro inferior para o desempenho de tarefas assimétricas era concordante com o valor de dominância de pé avaliado pelo LPI durante a fase de observação do estudo. Da tabela 3.3 pode-se observar que uma consistente seleção do membro inferior direito foi registrado em todas as quatro tarefas, com um incremento observado nas tarefas de salto, onde a seleção do membro

direito foi muito mais elevada. A consistência de seleção de membro inferior para as tarefas assimétricas, está visível na tabela 3.1. O índice de consistência usado foi adaptado do índice usado no LPI, no qual um valor de “1” foi dado a cada tarefa que foi executada com o pé direito e um valor de “-1” a cada tarefa executada com o pé esquerdo. Se o participante utilizasse o pé direito em todas as tarefas, um total de “4” seria obtido através do somatório dos valores atribuídos a cada tarefa. Pelo outro lado, se o participante utilizasse o pé esquerdo em todas as tarefas, um valor de “-4” seria obtido. Se o pé direito fosse utilizado em duas tarefas e o esquerdo em outras duas tarefas, um valor final de “0” seria alcançado, indicando ser ambidestro. Outros valores entre “0” e “4” e entre “0” e “-4” são possíveis, mas os valores negativos indicam uma tendência para dominância de pé esquerda e os positivos para uma tendência de dominância de pé direita.

Observando os valores do ICC para a relação entre a dominância de pé por observação do LPI e o valor de consistência da seleção de membro inferior nas tarefas, podemos verificar um valor muito pobre, indicando que nenhuma relação foi encontrada entre estas variáveis. Uma possível explicação para este facto é o de o membro inferior dominante, avaliado na versão *online* do LPI ou na fase de observação do LPI, é orientado para o membro que mobiliza, enquanto as tarefas poderiam requerer um maior nível de controlo postural conduzindo à seleção do membro preferido para estabilização. Assim, os nossos resultados poderão indicar que existe uma dependência da tarefa no conceito de dominância de pé (21, 24, 28), ou poderão contribuir para o conceito de que não existe dominância no membro inferior (24, 141).

Analisando as tarefas selecionadas neste estudo, duas delas têm um objetivo de estabilização (UQSO e UQSC) com a única diferença entre elas a ser a modificação da referência visual. As outras duas tarefas (SLTJD e UH) não têm um papel tão claro, já que o membro selecionado serve tanto para estabilização como para mobilização (28). Esta ausência de consenso sobre qual o membro inferior é dominante, o de mobilização como avaliado pela tarefa de chutar uma bola ou o de estabilização, ao qual o controlo postural é confiado, data tão anterior quanto a primeira referência que descobrimos na nossa investigação. Freides (145), em 1978, já tinha colocado esta questão quando, na sua

experiência, ele observava que a seleção de membro inferior para o controle postural em tarefas unilaterais vai mais de encontro à percepção de controle do indivíduo do que a necessidade de mobilização. Assim, o membro de mobilização, como avaliado pelo chutar de uma bola, poderá ser aquele que o indivíduo entende como mais difícil de controlar (145).

Este dado reforça a ideia da necessidade de trabalho complementar necessário para as tarefas de membro inferior (28), e dá igualmente maior ênfase à ideia de dominância dependente da tarefa, com uma esperada preferência de utilização do membro dominante tanto para tarefas de mobilização como o membro da ação, ou no desenvolvimento de tarefas unilaterais como o saltitar ou a posição de pé quasi-estática, como o membro de estabilização (21, 29, 30).

No entanto, os nossos resultados não seguem esta hipótese, já que foram significantes as diferenças encontradas entre as tarefas no que diz respeito à seleção de membro inferior, com ênfase dada na seleção do membro inferior direito nas tarefas unilaterais como o SLTJD e UH, mais do que para as tarefas UQSO e UQSC. Mesmo com uma preferência de uso do membro inferior direito, pode-se observar na tabela 3.3 que os sujeitos consistentemente preferindo o membro direito ou esquerdo, optavam pelo membro contra lateral para tarefas onde o papel estabilidade-mobilidade é difícil de diferenciar.

À parte da sugestão feita com estes resultados, de que existe uma dominância de pé depende da tarefa (21, 24, 30), ou de que é dado crédito à teoria de não existência de dominância no membro inferior (24, 141), os investigadores acordam que a dominância é, de alguma maneira, relacionada com o nível de estabilidade procurada pela indivíduo para aquela tarefa. Assim, estudos que avaliem a estabilidade na procura de diferenças relacionáveis com a dominância de pé poderão servir como melhores indicadores de dominância de pé.

3.6. Conclusão

A versão *online* do LPI parece ser uma opção válida para estudos de lateralidade, com exceção feita ao índice de dominância de ouvido, o qual demonstra valores de correlação pobres. No que diz respeito à dominância de pé, a relação entre os dados obtidos pelo LPI, os valores propostos para a consistência de seleção de membro inferior em tarefas assimétricas, demonstrou uma tendência de utilização do membro não-dominante para tarefas unilaterais. Estes resultados podem suportar ou a noção de dominância de pé dependente da tarefa, ou da não existência de dominância no membro inferior. Diferenças de estabilidade entre membros inferiores relacionáveis com a dominância de pé deverão ser consideradas em estudos futuros, já que poderão servir como indicadores mais objetivos de dominância de pé.

4. INFLUÊNCIA DA DOMINÂNCIA DE PÉ NA RIGIDEZ DINÂMICA ARTICULAR DURANTE A FASE DE APOIO DA MARCHA.

Capítulo baseado no artigo: *Atalaia, T.; Abrantes, J.M.C.S.; Castro-Caldas, A. Influence of Footedness on Dynamic Joint Stiffness during the Gait Stance Phase. JSRR. 2015; 5 (2): 175-183.*

4.1. Resumo

Objetivo: A rigidez dinâmica articular (DJS) é usada como um indicador de estabilidade articular. O objetivo do presente estudo é o de verificar a influência da dominância de pé na estabilidade articular do tornozelo durante a fase de apoio da marcha. **Desenho:** Estudo comparativo. **Local e Duração do Estudo:** MovLab/CICANT/Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias, entre novembro de 2013 e junho de 2014. **Metodologia:** 31 participantes (20 mulheres e 11 homens) apresentando diferentes dominâncias de pé (direita e esquerda) foram avaliados. Dez fases de apoio da marcha (cinco de cada lado) foram registadas com recurso a um sistema de captura de movimento 3D e uma plataforma de forças. O cálculo da DJS foi obtido através dos dados sincronizados do momento de força e da posição angular, para três subfases da fase de apoio da marcha: flexão plantar controlada, flexão dorsal controlada e flexão plantar de propulsão. O teste de Mann-Whitney U foi calculado para avaliar a influência da dominância de pé nas variáveis biomecânicas. **Resultados:** Não foram encontradas diferenças significativas entre membro dominante e não dominante em diferentes combinações de dominância de pé e género. **Conclusão:** A dominância de pé parece não influenciar a DJS e, conseqüentemente, a estabilidade articular. Observando os ensaios por participante, podem-se ver diferenças que os testes estatísticos comumente utilizados não conseguem assinalar. Estudos futuros devem avaliar o comportamento do tornozelo no plano frontal ou avaliar diferenças a nível da articulação do joelho ou da anca, pois poderão apresentar mais diferenças que sejam estatisticamente significativas.

Palavras-chave: Marcha; rigidez dinâmica articular; estabilidade articular, dominância de pé.

4.2. Introdução

A estabilidade articular pode ser definida como o controlo do alinhamento dos segmentos articulares e da sua posição angular durante um deslocamento pretendido e dentro dos limites normais permitidos pelos graus de movimento da articulação (121, 123, 146). Esta capacidade resulta do somatório das contribuições para a estabilidade dadas pelos componentes passivo e ativo da articulação, no decorrer de tarefas típicas da vida diária. A rigidez dinâmica articular (DJS) é o método usual de estudo da estabilidade articular, já que serve como seu indicador (121, 123, 146). DJS é definida como sendo a resistência ao deslocamento dos segmentos articulares, oferecida pelos músculos e outras estruturas articulares, e como reação ao momento de força externo (121). O comportamento da relação entre momentos de força e ângulos articulares (147-149) pode ser utilizado para avaliar a DJS.

A análise cinemática-cinética da DJS permite a observação do comportamento tipo-mola da articulação e as transferências de energia mecânica (147, 149). Na fase de apoio da marcha, a variação destas variáveis a nível da articulação do tornozelo no plano sagital, assume gráfico de forma tipo laço como se pode ver na figura 4.1 (121, 147, 148). *Crenna e Frigo* (147) dividiram este gráfico em três subfases básicas: a primeira subfase inicia-se com o contacto inicial, com um movimento de flexão plantar associado a um momento em flexão plantar; a segunda subfase inicia-se na fase de resposta à carga, quando se pode observar uma mudança no movimento do tornozelo para flexão dorsal associado a um momento em flexão dorsal; a terceira subfase inicia-se quando ambos ângulo e momento diminuem, indicando um movimento e momento de flexão plantar que ocorre em preparação para a fase oscilante da marcha. *Safaeepour e colegas* (149) propuseram que estas fases pudessem ser utilizadas para calcular a DJS ao longo da fase de apoio da marcha, nomeando-as de flexão plantar controlada (CPF), flexão dorsal controlada (CDF) e de flexão plantar de propulsão (PPF), respetivamente.

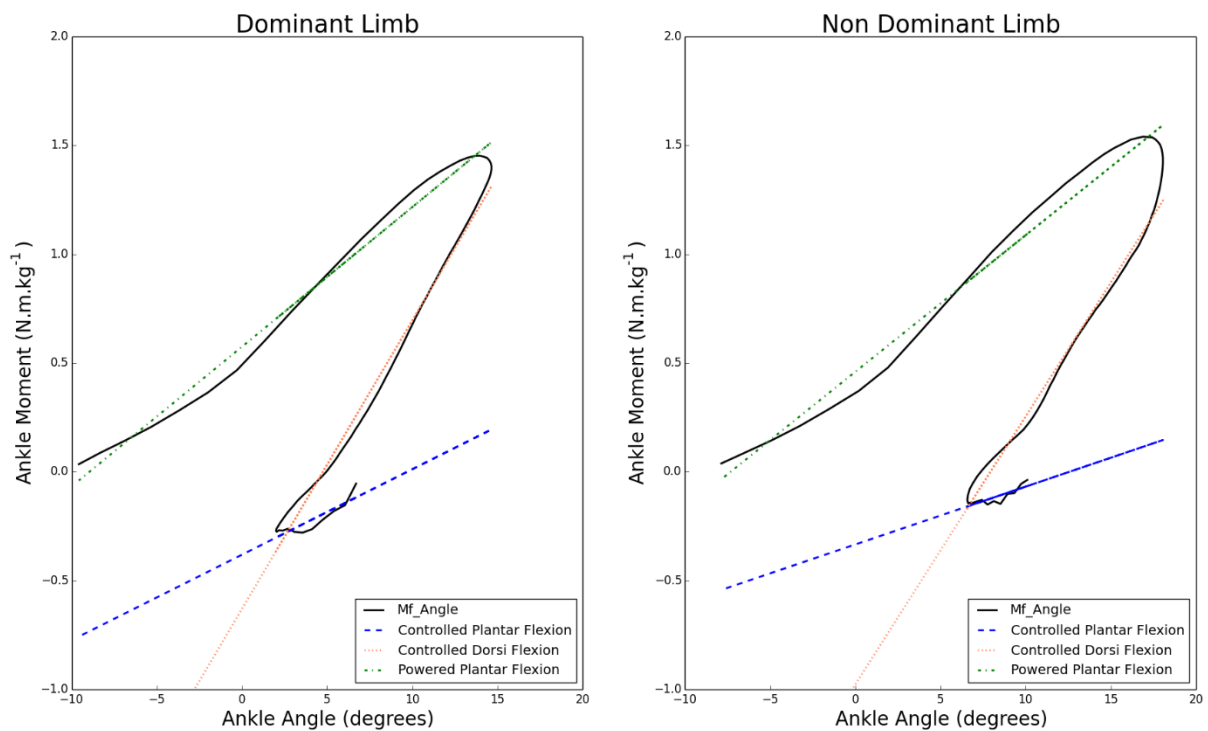


Figura 4.1 – Exemplo do gráfico do momento de força – ângulo da articulação do tornozelo para o membro dominante e não dominante, selecionado da amostra do estudo.

4.3. Metodologia

4.3.1. Participantes e Procedimentos

Os participantes neste estudo foram selecionados através de convite *online*. Este convite incluía uma descrição do objectivo e procedimentos a realizar no decorrer do estudo, de modo a que os participantes realizassem o consentimento informado, de acordo com a Declaração de Helsínquia. Aos participantes era então enviada uma versão *online* do *Lateral Performance Inventory* (LPI) (49) para preencherem, sendo esta escolha feita de modo a aumentar o número de participantes da amostra. Um total de 164 participantes preencheram o LPI e uma amostra de 31 participantes foi selecionada para a fase laboratorial do estudo, baseada nos seguintes critérios: idade compreendida entre os 18 e

os 40 anos de idade, sem história anterior de lesão ou instabilidade do tornozelo e avaliados clinicamente antes da realização dos procedimentos de recolha de dados. Seleccionamos deliberadamente uma amostra contendo o máximo de participantes que apresentavam dominância esquerda de pé. A amostra era composta por 20 mulheres (média de idade = $23,0 \pm 2,98$ anos; média de peso = $60,3 \pm 9,8$ kg; média de altura = $163 \pm 6,3$ cm) e 11 homens (média de idade = $23,64 \pm 2,25$ anos; média de peso = $74,4 \pm 11,6$ kg; média de altura = $176,1 \pm 5,1$ cm). A distribuição de dominância de pé era de 85% dominantes direitos e 15% de dominantes esquerdos no caso dos participantes femininos, e de 72,73% dominantes direitos e 27,27% dominantes esquerdos nos participantes masculinos. Os *scores* de dominância de pé foram calculados de acordo com as instruções do LPI (49).

Os procedimentos experimentais incluíam a realização novamente do LPI antes da recolha dos restantes dados; neste caso, em vez de providenciarem uma resposta verbal, os participantes eram instruídos a executar cada uma das tarefas, enquanto o examinador registava o seu comportamento. Este procedimento permitia a confirmação da dominância de pé e dos outros índices de lateralidade presentes no LPI.

OS dados biomecânicos foram recolhidos no MovLab (Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias, Lisboa, Portugal). Os dados cinemáticos da marcha fora recolhidos através de um sistema 3D de registo de movimento (Vicon®Motion Capture MX System, Oxford, UK), composto por 9 câmaras MX (7*1.3Gb; 2*2.0Gb) ligadas ao hardware de controlo MXUltraset, e utilizado para registar o movimento de 41 marcadores esféricos refletores (9,5mm de diâmetro) que constituíam o modelo PlugInGait-Full Body. Os dados antropométricos necessários ao modelo PlugInGait-Full Body, foram recolhidos com recurso a uma balança *SECA 764* e aos instrumentos de medida *Siber Hegner*. Os dados cinéticos, sincronizados, foram registados a 1000Hz por uma plataforma de força (AMTI BP400600-2000, USA) ligada a um amplificador de tensão (AMTI MAS-6 MiniAmp).

Os participantes foram instruídos a caminhar descalços, ao longo de um corredor de 7 metros, à sua velocidade normal. O caminho era em forma de circuito de modo a que os participantes pudessem completar um ensaio de marcha a uma velocidade estável e sem paragens. Era solicitado aos participantes que mantivessem uma velocidade de marcha constante e evitassem o comportamento de alvo à plataforma. Um total de 10 ensaios da fase de apoio da marcha (5 de cada lado) foram selecionados de entre os ensaios válidos efetuados (aqueles que compreendiam todas as subfases da fase de apoio da marcha).

4.3.2. Processamento dos Dados

A aquisição e processamento dos dados cinemáticos e cinéticos da marcha foi realizada através do *software* Vicon® Nexus (versão 1.7.1), utilizando um filtro *Woltring* (150, 151). Os valores do momento de força (normalizado ao peso corporal) e do ângulo da articulação do tornozelo foram normalizados à percentagem da fase de apoio da marcha, de modo a permitir comparações entre membros. A curva momento de força-ângulo para cada fase de apoio de cada participante foi calculada utilizando o método descrito por *Safaepour e colegas* (149): a curva era dividida em três subfases, CDF, CPF e PPF, como descrito anteriormente. A DJS do tornozelo para cada subfase foi calculada usando a fórmula comum $DJS=dM/d\theta$, onde M corresponde ao momento de força do tornozelo e θ corresponde ao ângulo do tornozelo no plano sagital (121, 147, 149). Foi utilizado o modelo de regressão dos mínimos quadrados para calcular as retas de regressão para cada uma das subfases (149). O cálculo da DJS foi realizado para cada ensaio de cada um dos participantes. Os valores médios da DJS de cada participante foi utilizado na análise estatística. Dado que os dados não apresentavam distribuição normal, avaliada pelo teste de *Kolmogorov-Smirnov*, o teste U de *Mann-Whitney* foi utilizado para avaliar a influência da dominância de pé nos valores de DJS. A análise estatística foi feita com recurso ao *software Statistical Package for Social Sciences* (SPSS versão 20, IBS, USA).

4.4. Resultados e Discussão

A Tabela 4.1 mostra o ajuste da regressão para cada uma das linhas de regressão utilizadas para o cálculo da DJS, através do valor do coeficiente de determinação (R^2). Os dados foram agrupados de acordo com a subfase da fase de apoio da marcha e pela dominância de pé. No lado dominante, os valores médios da DJS para cada uma das subfases eram, CPF: $0,46 \pm 0,27$ variando entre 0,07 e 1,22; CDF: $1,43 \pm 0,44$ variando entre 0,82 e 2,56; PPF: $1,01 \pm 0,27$ variando entre 0,59 e 1,77. No lado não dominante, os valores médios da DJS eram, CPF: $0,50 \pm 0,32$ variando de 0 a 1,72; CDF: $1,43 \pm 0,40$ variando entre 0,82 e 2,34; PPF: $1,06 \pm 0,26$ variando entre 0,56 e 1,48. Os valores médios de R^2 em cada subfase do lado dominante eram, CPF: $0,73 \pm 0,24$ variando de 0,03 a 0,95; CDF: $0,91 \pm 0,06$ com variação entre 0,79 e 0,98; PPF: $0,97 \pm 0,04$ variando de 0,8 a 1,00. No lado não dominante, os valores médios de R^2 eram, CPF: $0,73 \pm 0,22$ entre 0,07 e 0,97; CDF: $0,91 \pm 0,07$ variando entre 0,64 e 0,98; PPF: $0,97 \pm 0,04$ com variação entre 0,84 e 1,00.

Foram realizadas análises separadas em todas as subfases estudadas em termos de membro dominante e não dominante e com diferenças de gênero, dada a existência de diferenças em termos da DJS relacionadas com o gênero (124).

Os resultados do teste de *Kolmogorov-Smirnov* indicaram que os dados não tinham distribuição normal, sendo que foi utilizado o teste U de *Mann-Whitney* para verificar a influência da dominância de pé na DJS. Os dados foram agrupados de acordo com a dominância de pé e gênero: grupo de mulheres e homens dominantes de pé direito e grupo de mulheres e de homens dominantes de pé esquerdo. Os resultados do teste U de *Mann-Whitney* podem ser vistos na Tabela 4.2 e 4.3.

O teste U de *Mann-Whitney* indica que no caso dos homens e mulheres dominantes de pé direito, a DJS era semelhante no lado dominante e não dominante, e em todas as subfases estudadas, sugerindo a não existência de influência da dominância de pé na estabilidade articular em nenhum ponto da fase de apoio da marcha.

Tabela 4.1 – Valores médios individuais e da amostra para a DJS e coeficiente de regressão (R^2) agrupados de acordo com a subfase da marcha.

Participantes	CPF						CDF						PPF					
	Dominante			Não Dominante			Dominante			Não Dominante			Dominante			Não Dominante		
	Média DJS	Média R^2	DesPad	Média DJS	Média R^2	DesPad	Média DJS	Média R^2	DesPad	Média DJS	Média R^2	DesPad	Média DJS	Média R^2	DesPad	Média DJS	Média R^2	DesPad
P01	0,85	0,92	0,00	0,61	0,93	0,08	1,95	0,96	0,05	1,88	0,92	0,06	1,19	0,99	0,03	1,15	0,99	0,02
P02	0,41	0,76	0,00	0,74	0,80	0,12	1,93	0,98	0,04	2,32	0,97	0,05	1,11	0,97	0,03	1,20	0,99	0,02
P03	0,17	0,52	0,02	0,18	0,56	0,06	1,24	0,97	0,03	0,99	0,95	0,02	0,69	0,97	0,02	0,83	0,99	0,02
P04	0,42	0,90	0,00	0,34	0,62	0,11	1,75	0,81	0,10	1,54	0,77	0,10	1,12	0,98	0,04	1,48	0,88	0,06
P05	0,27	0,57	0,04	0,38	0,77	0,08	1,34	0,90	0,07	1,21	0,94	0,04	0,73	1,00	0,01	0,71	0,91	0,03
P06	0,37	0,75	0,01	0,45	0,76	0,10	1,01	0,93	0,03	1,03	0,91	0,04	0,70	0,97	0,03	0,85	0,99	0,01
P07	0,44	0,90	0,00	0,70	0,89	0,11	0,93	0,93	0,03	1,62	0,92	0,05	0,73	0,99	0,02	1,29	0,99	0,04
P08	0,55	0,87	0,00	0,32	0,64	0,08	1,33	0,91	0,05	1,96	0,87	0,09	0,99	0,99	0,03	1,03	0,98	0,03
P09	0,65	0,80	0,02	0,45	0,92	0,04	1,61	0,97	0,03	1,96	0,89	0,08	1,01	0,98	0,03	1,33	0,99	0,02
P10	1,22	0,93	0,00	1,72	0,89	0,26	2,56	0,94	0,08	2,34	0,96	0,06	1,26	0,97	0,04	1,23	0,99	0,02
P11	0,31	0,82	0,00	0,40	0,81	0,07	0,94	0,92	0,03	1,31	0,92	0,05	1,07	0,97	0,05	1,01	0,98	0,03
P12	0,32	0,66	0,01	0,22	0,44	0,08	2,07	0,88	0,10	1,61	0,88	0,07	1,20	0,99	0,02	1,37	0,99	0,02
P13	0,16	0,48	0,09	0,33	0,83	0,06	1,23	0,94	0,03	1,19	0,96	0,03	1,21	1,00	0,02	1,04	0,99	0,02
P14	0,26	0,86	0,00	0,00	0,18	0,08	1,16	0,97	0,02	1,04	0,97	0,02	0,77	0,97	0,03	0,86	0,98	0,03
P15	0,11	0,25	0,26	0,11	0,28	0,07	1,54	0,95	0,04	0,86	0,92	0,03	0,87	0,94	0,05	0,96	0,98	0,04
P16	0,25	0,25	0,42	0,67	0,73	0,18	1,21	0,89	0,05	1,50	0,87	0,07	1,44	0,99	0,03	1,43	0,99	0,04
P17	0,75	0,92	0,05	0,38	0,89	0,04	0,97	0,96	0,02	0,92	0,98	0,02	0,59	0,99	0,01	0,56	0,98	0,01
P18	1,07	0,91	0,00	0,76	0,76	0,14	2,36	0,96	0,06	1,91	0,97	0,04	1,11	1,00	0,02	1,19	0,98	0,03
P19	0,57	0,92	0,00	0,74	0,97	0,06	1,64	0,91	0,06	1,48	0,93	0,05	1,14	0,97	0,04	1,18	0,98	0,04
P20	0,62	0,93	0,00	0,60	0,86	0,12	1,09	0,92	0,04	1,02	0,85	0,05	0,83	0,97	0,03	1,06	0,94	0,04
P21	0,67	0,89	0,00	0,45	0,79	0,09	1,06	0,94	0,03	1,29	0,92	0,05	1,23	0,80	0,02	1,07	0,99	0,02
P22	0,42	0,70	0,02	0,59	0,86	0,10	1,01	0,83	0,06	1,06	0,84	0,06	0,81	0,99	0,02	0,84	0,99	0,02
P23	0,50	0,88	0,00	0,29	0,83	0,05	1,49	0,96	0,04	1,40	0,96	0,04	1,34	0,99	0,04	1,48	0,99	0,03
P24	0,44	0,57	0,12	0,55	0,57	0,20	1,36	0,81	0,08	1,33	0,64	0,13	1,04	0,99	0,02	1,05	0,88	0,04
P25	0,07	0,39	0,34	0,23	0,60	0,06	1,56	0,83	0,09	1,48	0,93	0,05	1,06	0,99	0,02	1,15	1,00	0,02
P26	0,46	0,74	0,06	0,78	0,88	0,16	1,28	0,96	0,04	1,31	0,97	0,03	0,59	0,83	0,03	0,57	0,84	0,03
P27	0,24	0,95	0,00	0,59	0,97	0,06	0,82	0,85	0,04	0,82	0,93	0,03	0,73	0,98	0,03	0,73	1,00	0,01
P28	0,60	0,93	0,01	0,46	0,84	0,11	1,46	0,83	0,08	1,60	0,87	0,08	1,24	0,98	0,04	1,21	0,99	0,03
P29	0,36	0,81	0,00	0,95	0,92	0,12	1,07	0,95	0,03	1,59	0,97	0,04	0,85	0,99	0,02	0,80	0,96	0,02
P30	0,08	0,03	0,80	0,19	0,07	0,40	2,10	0,79	0,13	1,73	0,84	0,10	1,77	0,99	0,05	1,46	0,92	0,05
P31	0,59	0,73	0,08	0,49	0,74	0,15	1,35	0,95	0,04	1,10	0,93	0,04	0,90	0,97	0,03	0,90	0,94	0,03
Média	0,46	0,73		0,50	0,73		1,43	0,91		1,43	0,91		1,01	0,97		1,06	0,97	
DesPad	0,27	0,24		0,32	0,22		0,44	0,06		0,40	0,07		0,27	0,04		0,26	0,04	

Tabela 4.2 – Teste U de *Mann-Whitney* para o grupo de destros de pé. Análise por género.

		Ranks			Ranks		
		Mulheres Dominantes Pé Direito			Homens Dominantes Pé Direito		
	Dominância	N	Mean Rank	Sum of Ranks	N	Mean Rank	Sum of Ranks
CPF	<i>Dominante</i>	17	17,71	301,00	8	6,25	50,00
	<i>Não dominante</i>	17	17,29	294,00	8	10,75	86,00
	<i>Total</i>	34			16		
CDF	<i>Dominante</i>	17	18,06	307,00	8	7,38	59,00
	<i>Não dominante</i>	17	16,94	288,00	8	9,63	77,00
	<i>Total</i>	34			16		
PPF	<i>Dominante</i>	17	15,71	267,00	8	7,88	63,00
	<i>Não dominante</i>	17	19,29	328,00	8	9,13	73,00
	<i>Total</i>	34			16		

		Test Statistics					
		Mulheres			Homens		
		CPF	CDF	PPF	CPF	CDF	PPF
Mann-Whitney U		141,000	135,000	114,000	14,000	23,000	27,000
Wilcoxon W		294,000	288,000	267,000	50,000	59,000	63,000
Z		-0,121	-0,327	-1,051	-1,890	-0,945	-0,525
Asymp. Sig. (2-tailed)		0,904	0,744	0,293	0,059	0,345	0,600
Exact Sig. [2*(1-Tailed Sig.)]		0,919 ^a	0,760 ^a	0,306 ^a	0,065 ^a	0,382 ^a	0,645 ^a

a. Not corrected for ties

A Tabela 4.3 mostra resultados semelhantes para os grupos de dominantes de pé esquerdo.

Tabela 4.3 - Teste U de *Mann-Whitney* para o grupo de canhotos de pé. Análise por género.

		Ranks			Ranks		
		Mulheres Dominantes Pé Esquerdo			Homens Dominantes Pé Esquerdo		
	Dominância	N	Mean Rank	Sum of Ranks	N	Mean Rank	Sum of Ranks
CPF	<i>Dominante</i>	3	4,33	13,00	3	3,00	9,00
	<i>Não dominante</i>	3	2,67	8,00	3	4,00	12,00
	<i>Total</i>	6			6		
CDF	<i>Dominante</i>	3	3,67	11,00	3	4,33	13,00
	<i>Não dominante</i>	3	3,33	10,00	3	2,67	8,00
	<i>Total</i>	6			6		
PPF	<i>Dominante</i>	3	4,00	12,00	3	3,67	11,00
	<i>Não dominante</i>	3	3,00	9,00	3	3,33	10,00
	<i>Total</i>	6			6		

		Test Statistics					
		Mulheres			Homens		
		CPF	CDF	PPF	CPF	CDF	PPF
Mann-Whitney U		2,000	4,000	3,000	3,000	2,000	4,000
Wilcoxon W		8,000	10,000	9,000	9,000	8,000	10,000
Z		-1,091	-0,218	-0,655	-0,655	-1,091	-0,218
Asymp. Sig. (2-tailed)		0,275	0,827	0,513	0,513	0,275	0,827
Exact Sig. [2*(1-Tailed Sig.)]		0,400 ^a	1,000 ^a	0,700 ^a	0,700 ^a	0,400 ^a	1,000 ^a

a. Not corrected for ties

É frequentemente assumido que a marcha é simétrica a nível dos membros inferiores, de modo a facilitar a análise da mesma. A assimetria é considerada como patológica (119), mas alguma assimetria pode ser a expressão de uma diferença funcional natural entre os membros inferiores (119), possivelmente relacionada com a dominância de pé.

Este dado levou-nos a avaliar as diferenças na estabilidade articular do membro inferior relacionadas com a dominância, através da DJS, durante a fase de apoio da marcha. Os valores de DJS eram menores na subfase CPF do que nas outras subfases, com as respetivas retas de regressão a apresentarem valores de R^2 igualmente inferiores aos registados nas outras subfases.

Outros estudos também reportaram diferenças semelhantes entre as subfases, tendo atribuído as mesmas à brevidade de ocorrência da subfase e à frequência de amostragem utilizada (100Hz) (149). No presente estudo, foi utilizada uma frequência de amostragem mais elevada (200Hz) o que poderá explicar porque obtivemos valores superiores de DJS na subfase CPF do que os de *Safaeepour e colegas* (para a marcha a velocidade normal), embora estes fossem ainda inferiores aos obtidos nas restantes subfases, e associados a valores de R^2 igualmente inferiores (149). Os nossos dados não providenciam qualquer evidência de que a dominância de pé influencia a DJS do membro inferior, bem como a ausência de evidência de diferenças relacionadas com o género.

A estabilidade articular durante a fase de apoio da marcha parece ser semelhante entre o membro dominante e não dominante, já que os valores de DJS eram semelhantes entre os membros inferiores direito e esquerdo. Predizemos que poderia existir uma assimetria da marcha relacionada com a dominância que refletisse a natural assimetria funcional presente em qualquer movimento humano (119). Os gráficos momento-ângulo individuais dos participantes, tal como o presente na Figura 4.1, apresentam diferenças pequenas entre os lados, mas nenhuma diferença consistente foi detetada ao nível dos

grupos utilizando os testes estatísticos. Alguns autores especularam acerca da existência de diferenças entre membros, incluindo diferenças relacionadas com a dominância de pé, sendo difícil de encontrar evidência de tais diferenças utilizando os comuns dados descritivos do movimento dependentes do tempo (119, 138, 147, 149). Neste estudo, utilizamos análise cinemática-cinética para investigar as potenciais diferenças entre membros em termos de estabilidade articular, já que esperávamos detetar os efeitos da dominância de pé no comportamento dinâmico do tornozelo no plano sagital durante a fase de apoio da marcha, como sugerido por outros estudos (121, 147, 149).

Mesmo utilizando esta abordagem, falhamos no encontrar de evidência para a influência da dominância de pé na estabilidade do membro inferior durante a fase de apoio da marcha- Estes resultados são relevantes para a prevenção e reabilitação de lesões já que é assumida a presença de desequilíbrios musculares entre membros inferiores dominantes e não dominantes (152, 153), talvez tão significante que pudesse colocar em questão a utilização do membro contra lateral para a comparação de força (120).

Tomando em conjunto os nossos resultados e os resultados de outros estudos, os dados sugerem que a marcha por si só não é apropriada como substrato para a avaliação da influência da dominância de pé no movimento humano, já que o seu período de tempo e demandas energéticas não se prestam para a demonstração de diferenças entre os membros.

4.5. Conclusão

A dominância de pé parece não influenciar a DJS do tornozelo no plano sagital durante a fase de apoio da marcha. Isto indica que a estabilidade articular é semelhante entre os membros dominante e não dominante. A estabilidade da articulação do tornozelo no plano sagital não poder ser utilizada como um indicador de dominância de pé. A avaliação de diferenças de dominância de pé e lateralidade requer a utilização de outras ferramentas de análise dinâmica já que qualquer diferença relacionada com a lateralidade parece ser pequena e não detetável com a utilização dos testes estatísticos comuns. Estudos futuros poderiam avaliar o comportamento do tornozelo no plano frontal ou diferenças relacionadas com a dominância na estabilidade articular das articulações do joelho e da anca, já que os efeitos da dominância poderão ser detetáveis no comportamento das articulações mais proximais.

5. DIFERENÇAS RELACIONADAS COM A DOMINÂNCIA DE PÉ NAS MEDIÇÕES DA RIGIDEZ DINÂMICA ARTICULAR E RIGIDEZ DO MEMBRO INFERIOR.

Capítulo baseado no artigo: *Atalaia, T.; Abrantes, J.M.C.S.; Castro-Caldas, A. Footedness-related differences in Dynamic Joint Stiffness and Leg Stiffness measurements. JSRR. 2015, 5 (2):175-183.*

5.1. Resumo

Objetivo: O triplo salto unilateral em distância (SLTJD) é um teste comumente utilizado para a avaliação da dominância de pé. Diferenças entre membros em termos de rigidez do membro inferior (KLEG), rigidez dinâmica articular do tornozelo (ADJS) e rigidez dinâmica articular do joelho (KDJS) são expectáveis de existir. O objetivo deste estudo é verificar a sua existência. **Desenho:** Estudo comparativo. **Local e Duração do Estudo:** MovLab/CICANT/Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias, entre novembro de 2013 e junho de 2014. **Metodologia:** Foi avaliado um grupo de 31 participantes (20 mulheres e 11 homens), apresentando diferentes dominâncias de pé (direita e esquerda). Foram registados seis SLTJD (três de cada lado) com recurso a um sistema 3D de captura de movimento humano e a uma plataforma de forças. A KLEG foi calculada para cada um dos ensaios registados por participante. Os dados sincronizados do momento de força e posição angular no plano sagital foram utilizados para calcular a ADJS e KDJS durante a fase de apoio do último salto do SLTJD, dividindo-a em duas subfases: flexão plantar controlada e flexão plantar de propulsão. O teste t para amostras emparelhadas foi realizado para avaliar a influência da dominância de pé nas variáveis biomecânicas. **Resultados:** Não foram encontradas diferenças significativas entre membro dominante e não dominante nos parâmetros estudados. **Conclusão:** A dominância de pé parece não influenciar a KLEG, ADJS e KDJS no caso do SLTJD.

Palavras-chave: Triplo salto unilateral em distância, rigidez dinâmica articular, rigidez do membro inferior, estabilidade articular, dominância de pé, lateralidade.

5.2. Introdução

A dominância de pé é definida como a utilização preferencial de um membro em relação ao seu contra lateral (24, 154). Esta diferença na seleção do membro é importante para a análise das atividades humanas, no entanto a importância dada pela investigação é baixa (13, 21, 24, 25, 29, 88), mesmo tendo em conta que alguns estudos consideram a dominância de pé um melhor indicador para a avaliação da dominância cerebral do que a dominância de mão (21, 26). Então a dominância de pé pode contribuir para a assimetria funcional do movimento (21, 24, 154), sendo assim expectável a existência de diferenças entre o membro inferior dominante e não dominante (138, 154).

Os métodos utilizados para a avaliação da dominância de pé variam entre questionários e execução de tarefas, sem que exista consenso sobre qual a melhor associação destas medidas, independentemente dos bons resultados reportados por qualquer destas abordagens (26, 32, 49, 88). As tarefas de salto são muitas vezes utilizadas para a avaliação da dominância de pé, as quais incluem o saltitar unilateral (7, 18, 26, 63), o saltitar unilateral para a frente (15, 79), o salto unilateral em comprimento (85, 87) e o triplo salto unilateral em comprimento (89). Estes testes também são utilizados para a avaliação do controlo neuromuscular e funcional, já que demonstraram ser fidedignos para estas avaliações (142-144). Estes testes também permitem avaliar as diferenças entre membros inferiores de variáveis biomecânicas como a estabilidade articular e o momento de força (142)

Durante uma atividade funcional como o salto ou o saltitar unilateral, a estabilidade articular consiste na manutenção do alinhamento dos segmentos articulares e sua posição angular, ao longo da execução de uma tarefa, respeitando os constrangimentos passivos normais da articulação (121, 146, 154). A resposta observada durante a execução da tarefa, é o resultado do contributo individual dos componentes passivo e ativo articulares, que demonstram uma estratégia às necessidades específicas de estabilidade da tarefa, permitindo assim o estudo dos mecanismos de adaptação e modulação do corpo humano (121, 154). O estudo da estabilidade articular é possível

através do cálculo da rigidez dinâmica articular (DJS), já que esta é considerada como sendo um indicador de estabilidade articular (121). A DJS é definida como sendo a resistência oferecida pelos músculos e outras estruturas articulares, ao deslocamento dos segmentos constituintes da articulação e como uma reação ao momento de força externo (121, 124, 132). Para o estudo da DJS, é necessário observar o comportamento das relações entre momentos e ângulos da articulação (147-149) que permite o estudo do comportamento tipo-mola da articulação, necessário para o cálculo da DJS, e das transferências de energia mecânica (147, 149).

Outras medidas utilizadas para a avaliação da rigidez em tarefas como o salto ou o saltitar unilateral são a rigidez vertical (KVERT) e a rigidez do membro inferior (KLEG) (129, 130, 132). A KVERT é calculada através do quociente entre o máximo valor da componente vertical da força reativa do solo (GRFz) e o deslocamento vertical do centro de massa (CoM) do corpo (129, 132). Por outro lado, a KLEG resulta do quociente entre o valor máximo da GRFz e a variação do comprimento vertical do membro inferior (129, 132). Tendo em consideração estas opções para a avaliação da rigidez numa tarefa de salto, a seleção da opção mais efetiva depende da especificidade da tarefa. Para tarefas de salto sem deslocamento horizontal, a KVERT é mais apropriada, sendo que saltos com presença de deslocamento horizontal são melhores descritos com recurso ao cálculo da KLEG (131, 132).

No nosso estudo, avaliámos a KLEG associada à computação da ADJS e KDJS, já que a KLEG resulta da contribuição da rigidez articular de cada articulação constituinte do membro inferior, com maior contributo da ADJS (131, 132, 155). Algumas diferenças surgem na literatura acerca do cálculo do comprimento do membro inferior, necessário para a computação da KLEG, sendo importante as referir. Alguns autores utilizam o deslocamento vertical do CoM para calcular a KLEG (124, 131, 155), outros os dados cinemáticos adquiridos através da colocação de uma marca refletora a nível da eminência óssea do grande trocânter (130, 156), no entanto, alguns autores afirmam que o grande trocânter não é o real centro articular da anca sendo que este (o centro articular da anca)

deveria ser utilizado como sendo a referência correta para o cálculo do comprimento do membro inferior (132, 157).

Considerando que, sendo o SLTJD um teste comum para a avaliação da dominância de pé (89), pode ser hipoteticamente esperado que existam diferenças entre membros em relação à KLEG, ADJS e KDJS, sendo que estas diferenças poderão dar ênfase às preferências de pé demonstradas pelos participantes. Se existirem diferenças, então a KLEG, ADJS e KLEG poderão ser consideradas como sendo indicadores de dominância de pé. Deste modo, o objetivo do presente estudo é o de verificar se a dominância de pé influencia ou não a KLEG, ADJS e KDJS, verificada pela existência de diferenças entre membros a nível destas variáveis biomecânicas.

5.3. Metodologia

5.3.1. Participantes e Procedimentos

Um total de 164 participantes aceitaram fazer parte da fase inicial deste estudo. Esta fase inicial consistia em preencher uma versão *online* do *Lateral Preference Inventory* (LPI) (49). O LPI foi utilizado já que apresenta boa fidedignidade na avaliação do perfil de lateralidade, composto pela dominância de mão, de pé, de olho e de ouvido (49). Já que os questionários *online* deram evidência de serem fidedignos (118), a utilização da versão *online* do LPI permitiu chegar a mais potenciais participantes na resposta ao questionário.

Uma amostra de 31 voluntários foi selecionada para ser avaliada no laboratório, através da aplicação dos critérios de inclusão consistindo em: idade compreendida entre os 18 e 40 anos e sem presença de lesão do membro inferior que pudesse influenciar os resultados. Os participantes foram avaliados clinicamente antes da recolha de dados para despiste de instabilidade do tornozelo ou joelho. A amostra era composta de 20 mulheres (média de idade = $23,0 \pm 2,98$ anos; média de peso = $60,3 \pm 9,8$ kg; média de altura = $163 \pm 6,3$ cm) e 11 homens (média de idade = $23,64 \pm 2,25$ anos; média de peso = $74,4 \pm 11,6$

kg; média de altura = $176,1 \pm 5,1$ cm). A distribuição de dominância de pé era de 81,8% dominantes direitos e 18,2% de dominantes esquerdos. Os *scores* de dominância de pé foram calculados de acordo com as instruções do LPI (49).

Os procedimentos experimentais incluíam a realização novamente do LPI antes da recolha dos restantes dados; neste caso, em vez de providenciarem uma resposta verbal, os participantes eram instruídos a executar cada uma das tarefas, enquanto o examinador registava o seu comportamento. Este procedimento permitia a confirmação da dominância de pé e dos outros índices de lateralidade presentes no LPI.

OS dados biomecânicos foram recolhidos no MovLab (Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias, Lisboa, Portugal). Os dados cinemáticos da marcha fora recolhidos através de um sistema 3D de registo de movimento (Vicon®Motion Capture MX System, Oxford, UK), composto por 9 câmaras MX (7*1.3Gb; 2*2.0Gb) ligadas ao *hardware* de controlo MXUltraneet, e utilizado para registar o movimento de 41 marcadores esféricos refletivos (9,5mm de diâmetro) que constituíam o modelo *PlugInGait-Full Body*. Os dados antropométricos necessários ao modelo *PlugInGait-Full Body*, foram recolhidos com recurso a uma balança *SECA 764* e aos instrumentos de medida *Siber Hegner*. Os dados cinéticos, sincronizados, foram registados a 1000Hz por uma plataforma de força (AMTI BP400600-2000, USA).

Os participantes foram instruídos para realizar um SLTJD, iniciando o salto numa linha colocada no solo a uma distância da plataforma de força correspondente a duas vezes o comprimento do seu membro inferior. Este procedimento assegurou que o último salto fosse realizado na plataforma de força. O membro inferior de início da tarefa era selecionado pelo participante, sem influência do examinador. Um total de seis saltos (três saltos válidos de cada lado) foram registados.

5.3.1. Processamento dos Dados

O processamento de dados, usual para a computação da ADJS e KDJS em tarefas de salto, utiliza um único valor de inclinação de uma única reta de regressão linear que compreende ambas as ações musculares excêntrica e concêntrica (130, 155). No presente estudo, aplicou-se o mesmo critério que o para a divisão da fase de apoio da marcha, proposto por diversos autores (147-149, 154), onde a curva momento-ângulo era dividida em subfases específicas de acordo com o tipo de contração muscular desenvolvida. Assim, a fase de apoio do último salto do SLTJD foi dividida em duas subfases: flexão dorsal controlada (CDF) e flexão plantar de propulsão (PPF). A primeira compreende uma ação muscular excêntrica e a segunda uma ação muscular concêntrica. Os modelos de regressão usaram uma abordagem de mínimos quadrados, como descrito em outros estudos, para calcular as retas de regressão para cada uma destas subfases (147, 149, 154).

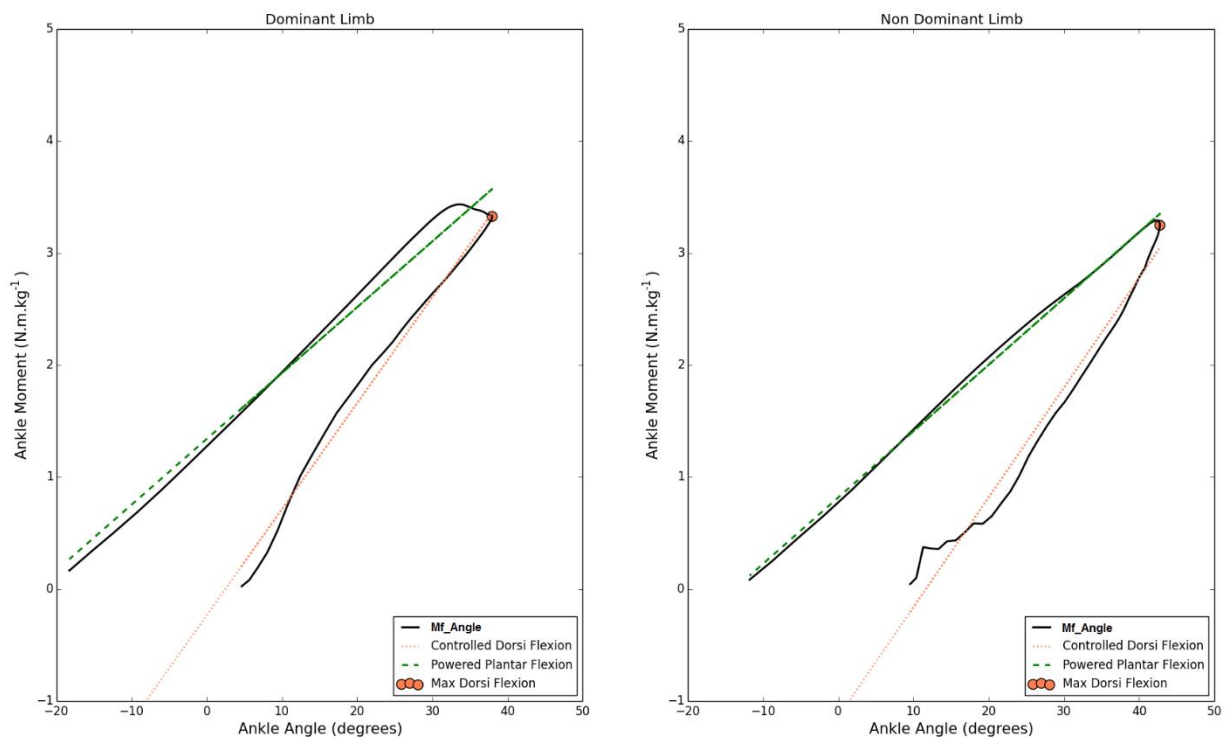


Figura 5.1 – Gráfico do momento de força – ângulo da articulação do tornozelo do membro dominante e não dominante com as retas de regressão para cada uma das subfases em estudo.

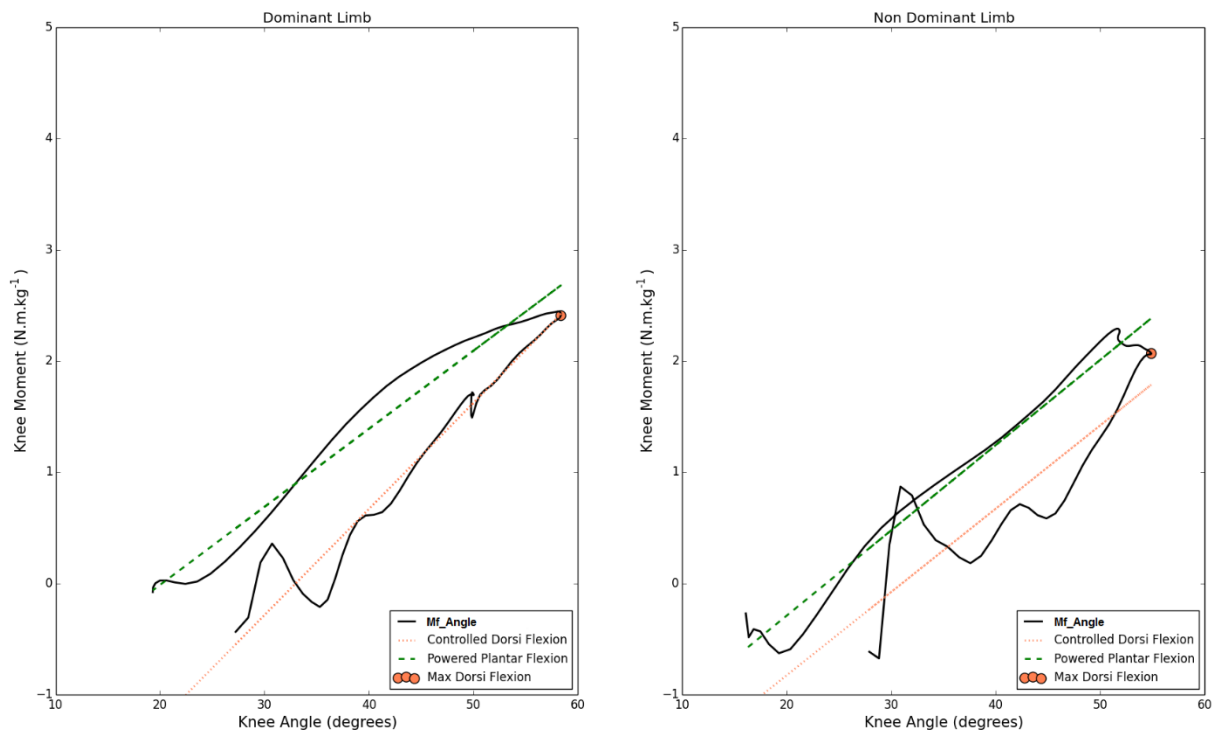


Figura 5.2 - Gráfico do momento de força – ângulo da articulação do joelho do membro dominante e não dominante com as retas de regressão para cada uma das subfases em estudo.

Para cada uma das subfases, foi calculada a ADJS e a KDJS para o membro dominante e não dominante, com recurso à fórmula $DJS = dM/d\theta$ (onde M corresponde ao momento de força da articulação [normalizado ao peso corporal] e θ ao ângulo da articulação), como descrito por diversos autores (121, 147, 149, 154). O cálculo da ADJS e da KDJS foi realizado para cada ensaio de cada participante. Os valores médios por participante foram calculados para permitir a computação estatística. As figuras 5.1 e 5.2 mostram um exemplo dos gráficos utilizados para o cálculo da ADJS e KDJS, com as respetivas retas de regressão linear utilizadas.

A KLEG foi calculada utilizando a equação descrita por *McMahon e Cheng* (133, 134), $KLEG = F_{max}/\Delta L$ (onde F_{max} corresponde à máxima força vertical; $\Delta L = \Delta y + L(1 -$

$\cos\theta$); $\theta=\sin(vT_c/2L)$; Δy corresponde ao deslocamento vertical do CoM, v é a velocidade anterior (horizontal), L é o comprimento inicial do membro inferior, T_c é o tempo de contacto). Para avaliar a influência da dominância de pé na KLEG, ADJS e KDJS, foi realizado um teste t para amostras emparelhadas. O tratamento estatístico foi assegurado com a utilização do *software Statistical Package for Social Sciences* (SPSS versão 20, IBM, USA).

5.4. Resultados e Discussão

A tabela 5.1 mostra os valores médios, individuais e da amostra, para cada uma das variáveis estudadas. Um valor médio da KLEG de $10,48\pm 2,98$ foi obtido no membro inferior dominante, e de $10,70\pm 2,77$ no membro inferior não dominante. O ajustamento da regressão de cada reta de regressão utilizada, dado pelo coeficiente de determinação (R^2), para o cálculo da ADJS e KDJS, bem como o valor de DJS, foram agrupados de acordo com a subfase definidas para este estudo. No lado dominante, os valores médios de ADJS para cada uma das subfases eram CDF: $1,37\pm 0,48$ e PPF: $0,84\pm 0,23$. No lado não dominante os valores médios de ADJS eram CDF: $1,29\pm 0,44$ e PPF: $0,88\pm 0,22$. Os valores médios de KDJS no lado dominante eram de CDF: $61,67\pm 32,55$ e de PPF: $56,47\pm 24,58$. No lado não dominante, os valores médios de KDJS eram de CDF: $59,74\pm 31,28$ e na PPF: $53,78\pm 23,40$. Os valores de R^2 de cada uma das retas de regressão utilizadas para calcular a ADJS e a KDJS eram em média de 0,95 a 0,98 para a ADJS e de 0,59 e 0,89 para a KDJS.

Na tabela 5.2 podemos observar as diferenças entre membros inferiores para cada uma das variáveis em estudo. Para verificar se estas diferenças eram estatisticamente significativas, foi conduzido um teste t para amostras emparelhadas para a KLEG, ADJS e KDJS.

Tabela 5.1 – Valores médios individuais e da amostra para a KLEG, ADJS e KDJS, com respetivo coeficiente de determinação (R^2), agrupados de acordo com a subfase da fase de apoio do salto.

Participantes	Dominante												Não dominante															
	KLEG		ADJS						KDJS				KLEG		ADJS						KDJS							
	Média	DesvPad	Média ADJS_ CDF	Média R^2	DesvPad	Média ADJS_PP F	Média R^2	DesvPad	Média KDJS_ CDF	Média R^2	DesvPad	Média KDJS_ PPF	Média R^2	DesvPad	Média	DesvPad	Média ADJS_ CDF	Média R^2	DesvPad	Média ADJS_ PPF	Média R^2	DesvPad	Média KDJS_ CDF	Média R^2	DesvPad	Média KDJS_ PPF	Média R^2	DesvPad
P01	12,30	1,07	2,51	0,99	0,03	1,25	0,97	0,04	115,72	0,86	0,04	95,08	0,95	0,02	14,60	2,24	2,02	0,97	0,05	1,31	1,00	0,01	114,39	0,90	0,03	104,05	0,98	0,03
P02	7,69	0,86	1,57	0,97	0,03	0,70	0,87	0,05	13,88	0,05	0,04	49,58	0,89	0,03	8,05	3,55	2,24	0,97	0,06	0,85	0,97	0,02	19,03	0,22	0,34	46,94	0,94	0,01
P03	16,22	0,83	1,49	0,99	0,02	0,82	0,99	0,04	69,59	0,59	0,26	73,83	0,95	0,07	14,94	2,24	0,95	0,94	0,04	0,87	0,99	0,01	105,77	0,86	0,01	65,67	0,89	0,05
P04	5,47	0,88	1,38	0,88	0,07	0,78	0,99	0,01	96,98	0,87	0,23	115,54	1,00	0,16	9,22	5,14	1,61	0,86	0,06	0,99	0,98	0,02	71,94	0,72	0,26	90,49	0,85	0,18
P05	15,52	3,97	0,88	0,98	0,02	0,45	0,96	0,01	56,23	0,65	0,20	36,40	0,89	0,05	9,74	1,14	0,63	0,96	0,02	0,38	0,89	0,02	18,77	0,40	0,21	17,53	0,87	0,05
P06	12,03	3,21	1,66	0,99	0,03	0,69	0,99	0,01	22,77	0,12	0,17	24,91	0,51	0,38	14,11	4,25	1,16	0,96	0,03	0,70	0,99	0,01	66,46	0,66	0,07	55,03	0,87	0,09
P07	6,49	0,35	1,46	0,97	0,03	0,70	0,96	0,02	61,95	0,62	0,22	49,83	0,86	0,06	9,56	2,10	1,40	0,99	0,02	0,91	0,99	0,01	53,96	0,63	0,08	46,98	0,81	0,10
P08	12,05	2,54	1,32	0,88	0,06	1,24	0,99	0,01	90,54	0,63	0,34	88,01	0,79	0,29	11,70	1,91	1,31	0,95	0,04	1,23	1,00	0,01	110,07	0,88	0,04	89,44	0,99	0,01
P09	7,41	1,62	0,74	0,92	0,03	0,63	0,94	0,02	97,29	0,84	0,22	73,87	0,83	0,09	6,39	0,88	0,55	0,76	0,04	0,74	0,94	0,03	72,25	0,70	0,18	48,83	0,97	0,01
P10	6,24	1,54	1,49	0,98	0,03	0,86	0,99	0,01	43,14	0,40	0,26	47,45	0,95	0,06	6,64	1,08	1,01	0,98	0,02	0,96	1,00	0,01	47,40	0,54	0,15	39,15	0,89	0,07
P11	7,56	2,16	0,72	0,82	0,04	0,62	0,97	0,02	16,73	0,36	0,37	32,57	0,85	0,16	7,67	4,15	0,66	0,92	0,02	0,67	0,95	0,02	20,39	0,26	0,44	40,21	0,92	0,05
P12	11,22	1,61	1,70	0,99	0,02	1,35	1,00	0,01	110,27	0,95	0,02	69,33	0,93	0,05	7,31	0,48	1,12	0,97	0,03	1,20	0,97	0,03	48,72	0,75	0,09	51,24	0,97	0,02
P13	5,35	1,54	1,67	0,89	0,07	0,77	0,99	0,01	-11,09	0,04	0,02	26,08	0,90	0,01	9,09	3,85	1,25	0,92	0,05	0,94	0,99	0,01	63,17	0,56	0,35	63,78	0,96	0,02
P14	11,32	2,89	0,67	0,88	0,03	0,66	0,99	0,01	35,48	0,52	0,01	40,02	0,95	0,01	11,88	1,71	0,93	0,96	0,02	0,83	1,00	0,01	80,73	0,83	0,11	60,58	0,96	0,04
P15	17,00	4,78	2,29	0,99	0,03	0,94	0,97	0,02	91,97	0,84	0,15	70,10	0,96	0,00	14,32	0,24	2,05	0,99	0,02	0,80	1,00	0,00	68,72	0,68	0,05	37,76	0,90	0,03
P16	11,63	1,73	1,10	0,77	0,08	1,12	1,00	0,01	54,72	0,38	0,24	45,98	0,95	0,01	11,16	1,75	1,32	0,95	0,05	1,01	0,97	0,02	30,46	0,37	0,33	39,89	0,86	0,08
P17	12,28	1,12	0,60	0,96	0,02	0,55	0,98	0,01	57,96	0,77	0,05	49,41	0,92	0,02	10,72	1,95	0,79	0,93	0,02	0,52	0,99	0,01	31,69	0,59	0,17	27,81	0,84	0,15
P18	8,25	1,37	1,53	0,97	0,03	1,22	1,00	0,01	73,90	0,75	0,07	65,79	0,95	0,04	13,87	5,32	1,58	0,98	0,03	1,07	0,99	0,01	71,78	0,42	0,15	85,56	0,97	0,02
P19	13,27	0,35	1,61	0,99	0,02	0,70	0,97	0,02	85,69	1,00	0,19	80,27	0,95	0,02	11,90	0,28	1,72	0,99	0,02	0,86	0,98	0,02	87,21	0,90	0,07	64,03	0,94	0,05
P20	8,39	1,74	1,36	0,98	0,03	0,96	0,99	0,01	58,39	0,82	0,03	65,86	0,93	0,04	12,53	0,94	1,80	0,97	0,04	1,18	1,00	0,01	75,17	0,73	0,14	62,85	0,95	0,02
P21	8,33	3,83	2,18	0,95	0,07	0,56	0,96	0,02	13,76	0,06	0,08	17,51	0,60	0,12	7,04	1,40	1,96	0,95	0,06	0,61	0,96	0,01	1,82	0,02	0,03	9,78	0,39	0,46
P22	10,66	2,62	0,83	0,95	0,02	0,84	0,99	0,01	104,12	0,83	0,10	100,66	0,97	0,03	13,24	1,84	1,39	0,99	0,02	1,16	0,99	0,02	122,28	0,85	0,03	92,72	0,97	0,01
P23	9,52	1,07	1,97	0,99	0,02	0,92	0,99	0,01	88,29	0,76	0,06	46,80	0,91	0,06	7,56	0,91	1,41	0,98	0,03	0,92	1,00	0,01	59,03	0,61	0,10	58,49	0,98	0,01
P24	10,32	1,98	1,09	0,91	0,05	0,86	0,94	0,02	34,20	0,39	0,18	32,43	0,84	0,05	8,39	1,92	1,32	0,98	0,02	0,75	0,96	0,02	20,94	0,13	0,00	22,44	0,65	0,31
P25	7,97	1,64	1,33	0,98	0,03	0,80	0,99	0,01	27,88	0,38	0,32	50,84	0,91	0,13	8,02	1,07	0,73	0,93	0,03	0,67	0,97	0,02	25,24	0,27	0,14	21,34	0,95	0,01
P26	12,19	2,49	1,42	0,99	0,02	0,73	0,99	0,01	93,47	0,88	0,09	68,90	0,98	0,01	9,42	1,23	1,39	1,00	0,01	0,78	0,96	0,02	68,28	0,82	0,08	65,15	0,97	0,01
P27	12,02	1,64	0,74	0,97	0,02	0,61	0,98	0,01	52,18	0,60	0,28	43,85	0,94	0,02	14,71	2,44	0,83	0,98	0,01	0,54	0,99	0,01	67,77	0,69	0,23	67,16	0,94	0,02
P28	11,36	3,37	1,12	0,97	0,03	1,00	0,98	0,02	86,13	0,82	0,15	71,69	0,94	0,02	10,91	1,04	1,21	0,97	0,03	1,10	1,00	0,00	76,71	0,75	0,13	52,72	0,90	0,01
P29	11,57	2,36	1,01	0,95	0,03	0,77	0,99	0,01	44,32	0,50	0,16	34,43	0,91	0,04	15,78	1,42	1,37	0,99	0,02	0,92	1,00	0,01	57,90	0,83	0,11	52,27	0,88	0,06
P30	12,75	1,05	1,69	0,98	0,04	1,22	0,96	0,04	46,80	0,46	0,14	16,15	0,45	0,28	10,45	4,83	1,36	0,98	0,03	1,02	0,93	0,04	14,19	0,22	0,37	23,62	0,67	0,37
P31	10,67	0,34	1,21	0,95	0,04	0,71	0,98	0,01	78,45	0,71	0,26	67,53	0,94	0,02	10,71	1,24	0,93	0,97	0,02	0,75	0,99	0,01	79,66	0,84	0,06	63,83	0,88	0,02
Média	10,48		1,37	0,95		0,84	0,98		61,67	0,59		56,47	0,88		10,70		1,29	0,96		0,88	0,98		59,74	0,60		53,78	0,89	
DesvPad	2,98		0,48	0,06		0,23	0,03		32,55	0,27		24,58	0,13		2,77		0,44	0,05		0,22	0,02		31,28	0,25		23,40	0,12	

Tabela 5.2 – Diferenças entre membros para as variáveis estudadas.

Participantes	Diferenças entre Membros									
	KLEG		ADJS				KDJS			
	KLEG	R ²	ADJS_CDF	R ² _CDF	ADJS_PP F	R ² _PPF	KDJS_CDF	R ² _CDF	KDJS_PP PPF	R ² _PPF
P01	-2,30	-1,17	0,49	0,02	-0,06	-0,03	1,33	-0,04	-8,97	-0,02
P02	-0,36	-2,69	-0,66	0,00	-0,15	-0,10	-5,15	-0,16	2,64	-0,04
P03	1,28	-1,41	0,54	0,05	-0,05	0,00	-36,18	-0,28	8,17	0,06
P04	-3,75	-4,27	-0,24	0,01	-0,21	0,01	25,04	0,14	25,04	0,14
P05	5,78	2,83	0,25	0,02	0,08	0,07	37,46	0,25	18,88	0,02
P06	-2,09	-1,04	0,50	0,03	-0,01	0,01	-43,69	-0,54	-30,12	-0,36
P07	-3,07	-1,74	0,07	-0,02	-0,21	-0,03	7,99	-0,01	2,85	0,05
P08	0,35	0,63	0,01	-0,07	0,00	0,00	-19,53	-0,25	-1,43	-0,21
P09	1,02	0,75	0,19	0,16	-0,10	0,00	25,04	0,14	25,04	-0,14
P10	-0,40	0,46	0,48	0,00	-0,10	0,00	-4,26	-0,14	8,30	0,06
P11	-0,11	-1,99	0,06	-0,10	-0,05	0,02	-3,66	0,10	-7,65	-0,08
P12	3,91	1,13	0,59	0,02	0,15	0,03	61,56	0,20	18,09	-0,04
P13	-3,74	-2,31	0,42	-0,04	-0,17	0,00	-74,27	-0,52	-37,70	-0,06
P14	-0,55	1,18	-0,26	-0,09	-0,18	0,00	-45,25	-0,31	-20,56	-0,01
P15	2,68	4,54	0,24	0,00	0,14	-0,02	23,25	0,16	32,33	0,06
P16	0,48	-0,02	-0,22	-0,18	0,11	0,03	24,26	0,01	6,09	0,09
P17	1,56	-0,83	-0,19	0,03	0,03	-0,01	26,27	0,17	21,60	0,08
P18	-5,62	-3,94	-0,06	0,00	0,15	0,00	2,12	0,33	-19,77	-0,02
P19	1,36	0,07	-0,10	0,00	-0,16	-0,01	-1,52	0,10	16,23	0,01
P20	-4,14	0,80	-0,45	0,00	-0,22	-0,01	-16,78	0,08	3,01	-0,02
P21	1,29	2,43	0,22	0,01	-0,04	0,00	11,94	0,04	7,73	0,21
P22	-2,58	0,78	-0,56	-0,04	-0,32	0,00	-18,17	-0,02	7,94	0,01
P23	1,96	0,16	0,56	0,02	-0,01	-0,01	29,26	0,14	-11,69	-0,07
P24	1,93	0,05	-0,23	-0,07	0,10	-0,02	13,26	0,27	9,98	0,19
P25	-0,05	0,57	0,60	0,05	0,13	0,02	2,64	0,10	29,50	-0,05
P26	2,77	1,26	0,04	-0,01	-0,05	0,03	25,19	0,06	3,75	0,00
P27	-2,69	-0,80	-0,09	-0,01	0,07	-0,01	-15,59	-0,09	-23,31	0,00
P28	0,45	2,33	-0,08	0,00	-0,10	-0,02	9,42	0,07	18,97	0,04
P29	-4,21	0,95	-0,36	-0,03	-0,15	0,00	-13,58	-0,33	-17,84	0,03
P30	2,30	-3,78	0,33	0,00	0,19	0,03	32,61	0,23	-7,47	-0,22
P31	-0,04	-0,89	0,28	-0,01	-0,03	-0,01	-1,21	-0,13	3,70	0,06
Média	-0,21	-0,19	0,08	-0,01	-0,04	0,00	1,93	-0,01	2,69	-0,01
DesvPad	2,66	2,01	0,36	0,06	0,13	0,03	27,96	0,22	17,80	0,11

Os resultados do teste estão demonstrados na tabela 5.3, a qual indica não existir qualquer diferença significativa entre membro inferior dominante e não dominante, para as variáveis biomecânicas estudadas.

Tabela 5.3 – Resultados do teste t para amostras emparelhadas.

	Paired Differences									
				95% Confidence Interval of the Difference		t	df	Sig. (2-tailed)		
	Mean	Std. Deviation	Std Error Mean	Lower	Upper					
Pair 1 KLEG_DOM&KLEG_NDOM	-.21226	2.65996	.47774	-1.18794	.76342	-.444	30	.660		
Pair 2 ADJS_CDF_DOM&ADJS_CDF_NDOM	.07548	.35573	.06389	-.05500	.20597	1.181	30	.247		
Pair 3 ADJS_PPF_DOM&ADJS_PPF_NDOM	-.03903	.13217	.02374	-.08751	.00945	-1.644	30	.111		
Pair 4 KDJS_CDF_DOM&KDJS_CDF_NDOM	-2.08397	30.73977	5.61229	-13.56238	9.39445	-.371	30	.713		
Pair 5 KDJS_PPF_DOM&KDJS_PPF_NDOM	-.51914	19.34233	3.53141	-7.74169	6.70340	-.147	30	.884		

É frequente existirem estudos a apresentar diferenças entre membros associadas à dominância, já que estas são expectáveis de existir (87). Deste modo, muitos são os estudos que relatam estas diferenças em atividades funcionais e em propriedades fisiológicas do músculo. Por exemplo, espera-se que assimetrias funcionais esteja relacionadas com padrões diferentes em termos de ativação muscular e magnitude de ativação (35), e que diferentes estratégias de controlo postural estão presentes em diferentes demonstrações de dominância de pé (52). A importância de relacionar estas diferenças prende-se com a significância dada à dominância do membro inferior nos programas de reeducação, já que é considerada crítica para garantir melhor efetividade (73).

Estando as tarefas de salto entre aquelas selecionadas para a avaliação da dominância de pé, onde o SLTJD está incluído (89), diferenças no controlo da estabilidade articular são previsíveis de existir, dado que a estabilidade articular resulta da ação integrada de ambos os componentes articulares passivo e ativo (121, 146, 154). Sendo a DJS um indicador de estabilidade articular (121), deveriam ser evidentes diferenças entre membro dominante e não dominante à medida que diferentes sujeitos eram avaliados, independentemente da demonstração de dominância de pé que apresentassem. Como se pode observar na tabela 9, a ADJS e a KDJS não apresentam uma tendência de divergirem entre membro dominante e não dominante.

Pela observação das figuras 5.1 e 5.2, podem-se visualizar os gráficos e respetivas retas de regressão linear utilizadas para o cálculo da ADJS e da KDJS. No presente estudo, foi utilizada uma abordagem diferente da apresentada por outros estudos relativos à DJS. A fase de apoio do último salto do SLTJD foi dividida em duas subfases: uma essencialmente excêntrica e a outra essencialmente concêntrica, utilizando o mesmo critério proposto por outros estudos na avaliação da fase de apoio da marcha (147, 149, 154). Este procedimento foi selecionado pois foi assumido que a DJS seria diferente consoante o tipo de ação muscular a ser desenvolvida. Esta é uma diferença major já que os outros estudos apenas utilizam uma reta de regressão linear que inclui ambos os comportamentos (130, 155). Este procedimento deveria dar ênfase às diferenças entre

membro dominante e não dominante, como observável nas figuras 5.1 e 5.2, onde os gráficos momento de força-ângulo e as retas de regressão, mostram a existência de diferenças. Independentemente do fato de existirem diferenças, que indica a existência de diferentes estratégias de estabilidade em cada membro, tais diferenças não são consideradas significativas pelo teste t para amostras emparelhadas, como demonstrado na tabela 5.3. A relação entre momento de força-ângulo, foi considerada muito próxima da linear no caso da ADJS, como pode ser observado através dos valores de R^2 , mas menor no caso da KDJS. Este comportamento linear pode, hipoteticamente, estar relacionado com a característica predominantemente elástica dos componentes articulares passivo e ativo, suportando assim o conceito de que a relação entre momento-ângulo é considerada representativa da DJS.

A ausência de diferenças significativas entre o membro inferior dominante e não-dominante pode igualmente ser observada, no resultado do teste t para amostras emparelhadas, para o caso da KLEG, mostrado na tabela 5.3. Este resultado é esperado já que a KLEG resulta dos contributos da DJS individual de cada uma das articulações constituintes do membro inferior, com maior contribuição da ADJS (131). Pelo que nos foi possível verificar na nossa pesquisa de literatura, nenhum outro estudo foi realizado onde fossem avaliadas as diferenças a respeito da KLEG entre membro inferior dominante e não dominante mas, os resultados da KLEG podem ser em parte explicados aceitando que diferentes estratégias desenvolvidas pelo corpo para alcançar um determinado objetivo motor, produzem o mesmo resultado de modo que o efeito global é quase igual. Isto implica que necessitamos de assumir uma visão mais genérica do processo e estar atentos às diferenças que podem ocorrer numa parte mais específica do corpo. Outro modo de ver o problema é o de procurar ferramentas estatísticas mais sensíveis que possam dar ênfase às diferenças observáveis.

5.5. Conclusão

As variáveis KLEG, ADJS e KDJS parecem não servir como indicadores de dominância de pé. Mesmo se diferenças em termos de estabilidade são expectáveis de existir entre membro dominante e não dominante, parece que esta noção tende a não ser verdadeira. Podem ser observadas, graficamente, diferenças mas os testes estatísticos comumente utilizados para avaliar estas variáveis não conseguem dar ênfase às mesmas. Estudos futuros devem aumentar o número da amostra e procurar por novos procedimentos estatísticos para dar ênfase às diferenças relacionadas com a dominância de pé. A avaliação do plano frontal poderá aumentar a compreensão dos contributos da DJS e KLEG para as estratégias de estabilidade articular e da totalidade do corpo.

6. SERÁ QUE A RIGIDEZ DINÂMICA ARTICULAR E A RIGIDEZ VERTICAL APRESENTAM DIFERENÇAS RELACIONÁVEIS COM A DOMINÂNCIA DE PÉ?

Capítulo baseado no artigo: *Atalaia, T.; Abrantes, J.M.C.S.; Castro-Caldas, A. Do Vertical Stiffness or Dynamic Joint Stiffness have footedness-related differences? JSRR. 2015; 6(3): 189-200.*

6.1. Resumo

Objetivo: O saltitar unilateral (UH) é um teste comum para a avaliação da dominância de pé. Diferenças entre membro inferior dominante e não dominante são expectáveis de existir na rigidez vertical (KVERT), rigidez dinâmica articular do tornozelo (ADJS) e rigidez dinâmica articular do joelho (KDJS). Deste modo, o objetivo do presente estudo é o de verificar a existência destas diferenças e propor a KVERT, ADJS e KDJS como indicadores de dominância de pé. **Desenho:** Estudo comparativo. **Local e Duração do Estudo:** MovLab/CICANT/Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias, entre novembro de 2013 e junho de 2014. **Metodologia:** Foi avaliado um grupo de 31 participantes (20 mulheres e 11 homens), apresentando diferentes dominâncias de pé (direita e esquerda). Foram registados 10 segundos de UH (para cada um dos lados) com recurso a um sistema 3D de captura de movimento humano e a uma plataforma de forças. Os dados sincronizados do momento de força e posição angular no plano sagital foram utilizados para calcular a ADJS e KDJS durante a fase de apoio de todos os saltos realizados por cada participante, dividindo-a em duas subfases: flexão dorsal controlada (CDF) e flexão plantar de propulsão (PPF). O mesmo critério foi utilizado para analisar os dados sincronizados da componente vertical da força de reação do solo (GRFz)-deslocamento do centro de massa (CoM), utilizada para o cálculo da KVERT. O teste t para amostras emparelhadas foi realizado para avaliar a diferença entre membros. **Resultados:** Não foram encontradas diferenças significativas entre membro dominante e não dominante com exceção da ADJS na subfase PPF do apoio ($p < 0,05$). **Conclusão:** A dominância de pé parece não influenciar a KVERT e a KDJS durante uma tarefa de UH, sendo que a ADJS apresenta diferenças na subfase PPF do apoio.

Palavras-chave: Saltitar unilateral, rigidez vertical, rigidez dinâmica articular, estabilidade articular, dominância de pé.

6.2. Introdução

A seleção sistemática de um membro inferior para ser utilizado numa dada tarefa, em contraste com o seu contra lateral, é usualmente definido como dominância de pé ou preferência de pé (24, 154). Esta diferença na seleção de membro tem sido considerada um aspeto importante na análise do movimento humano, embora se tenha produzido pouco trabalho de investigação neste campo (13, 21, 24, 25, 29, 88), mesmo com a existência de alguns estudos a referir a dominância de pé como sendo um melhor indicador de dominância cerebral do que a dominância de mão, dada a menor influência cultural da primeira (21, 26). Considerando esta preferência de utilização de um membro em relação ao seu contra lateral, é possível a existência de assimetrias funcionais no movimento humano (21, 24, 154), e assim sendo, diferenças devem estar presentes entre membro dominante e não dominante em diferentes variáveis (138, 154).

Para avaliar a dominância do membro inferior, os métodos variam entre questionários e desempenho de tarefas, sem que exista consenso sobre qual a melhor associação destas medidas, mesmo com a existência de bons resultados com a aplicação de qualquer uma destas abordagens (26, 32, 49, 88). As tarefas de salto são muitas vezes utilizadas para avaliar a dominância de pé, as quais incluem o saltitar unilateral (7, 18, 26, 63), saltitar para a frente (15, 79), salto unilateral em comprimento (85, 87) e o triplo salto unilateral em comprimento (89). Estes testes são igualmente considerados como suficientemente bons para a avaliação funcional e do controlo neuromuscular (142-144), sendo também utilizados para a avaliação da estabilidade articular e das diferenças entre membros do momento de força (142).

Durante a execução de uma tarefa como o saltar ou o saltitar unilateral, a estabilidade articular consiste na manutenção do alinhamento dos segmentos articulares

numa posição angular adequada durante a execução dessa mesma tarefa, com respeito pelos constrangimentos passivos normais dessa articulação (121, 146, 154). A resposta observável durante a tarefa, é resultado da ação individual dos componentes passivo e ativo da articulação, e demonstra a adaptação às necessidades específicas de estabilidade da tarefa em si, permitindo assim o estudo dos mecanismos corporais de modelação e adaptação (121).

A estabilidade articular pode ser estudada com a utilização do conceito de rigidez dinâmica articular (DJS), que é considerada como sendo um indicador de estabilidade articular (121). A DJS é definida como sendo a resistência oferecida pelos músculos e outras estruturas articulares ao deslocamento dos segmentos articulares e como reação ao momento de força externo (121, 124, 132). A avaliação da DJS pode ser realizada através do comportamento da relação entre momentos de força-ângulos articulares (147-149), sendo que a sua análise permite o estudo da relação do comportamento tipo-mola da articulação, necessário para o cálculo da DJS, e a transferência de energia mecânica (147, 149).

Outra medida utilizada para a avaliação da rigidez numa tarefa de saltitar unipodal é a rigidez vertical (KVERT) (130, 132). A KVERT é calculada pelo quociente da máxima força reativa do solo – componente vertical (GRFz) e o deslocamento vertical do centro de massa do corpo (CoM) (129, 132). Este parâmetro é utilizado em tarefas de salto executadas sem deslocamento horizontal (131, 132).

O saltitar unilateral (UH) é um dos testes comuns utilizados para a avaliação da dominância de pé. Diferenças entre membro dominante e não dominante na KVERT, ADJS e KDJS são expectáveis de existir. Assim sendo, o objetivo do presente estudo é o de verificar se existem ou não diferenças nestes parâmetros entre o membro inferior dominante e não dominante. Revelando-se verdade, a KVERT, a ADJS e a KDJS poderão servir como indicadores de dominância de pé, contribuindo para uma melhor avaliação da dominância de pé.

6.3. Metodologia

6.3.1. Participantes e Procedimentos

Uma amostra de 31 voluntários foi selecionada de um total de 164 participantes que concordaram no preenchimento de uma versão *online* do *Lateral Preference Inventory* (LPI) (49). A utilização do LPI deveu-se à sua boa fidedignidade na avaliação do perfil de lateralidade composto pela dominância de mão, pé, olho e ouvido (49). A versão *online* do LPI permitiu alcançar mais participantes para responderem às questões, já que os questionários online provaram ser fidedignos (118). A seleção da amostra ocorreu através da aplicação de alguns critérios de inclusão que consistiam em: idade compreendida entre os 18 e os 40 anos, sem história presente ou passada de lesão do membro inferior que pudesse influenciar os resultados. Os participantes foram avaliados clinicamente antes da recolha de dados, quanto à existência de instabilidade do tornozelo e joelho.

A amostra era composta de 20 mulheres (média de idade = $23,0 \pm 2,98$ anos; média de peso = $60,3 \pm 9,8$ kg; média de altura = $163 \pm 6,3$ cm) e 11 homens (média de idade = $23,64 \pm 2,25$ anos; média de peso = $74,4 \pm 11,6$ kg; média de altura = $176,1 \pm 5,1$ cm). A distribuição de dominância de pé era de 81,8% dominantes direitos e 18,2% de dominantes esquerdos. Os *scores* de dominância de pé foram calculados de acordo com as instruções do LPI (49).

Os procedimentos experimentais incluíam a realização novamente do LPI antes da recolha dos restantes dados; neste caso, em vez de providenciarem uma resposta verbal, os participantes eram instruídos a executar cada uma das tarefas, enquanto o examinador registava o seu comportamento. Este procedimento permitia a confirmação da dominância de pé e dos outros índices de lateralidade presentes no LPI.

OS dados biomecânicos foram recolhidos no MovLab (Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias, Lisboa, Portugal). Os dados cinemáticos do UH foram

recolhidos através de um sistema 3D de registo de movimento (Vicon®Motion Capture MX System, Oxford, UK), composto por 9 câmaras MX (7*1.3Gb; 2*2.0Gb) ligadas ao *hardware* de controlo MXUltramet, e utilizado para registar o movimento de 41 marcadores esféricos refletivos (9,5mm de diâmetro) que constituíam o modelo *PlugInGait-Full Body*. Os dados antropométricos necessários ao modelo *PlugInGait-Full Body*, foram recolhidos com recurso a uma balança *SECA 764* e aos instrumentos de medida *Siber Hegner*. Os dados cinéticos, sincronizados, foram registados a 1000Hz por uma plataforma de força (AMTI BP400600-2000, USA) ligada a um amplificador de tensão (AMTI MAS-6 MiniAmp).

Os participantes eram instruídos a realizar UH por 15 segundos em cima da plataforma de forças. Dos 15 segundos executados, apenas eram selecionados 10 segundos, sendo descartados os primeiros segundos para assegurar que a frequência de salto estava estável. Um total de 20 segundos (10 segundos de cada lado) foram analisados.

6.3.2. Processamento dos Dados

O processamento de dados, usual para a computação da ADJS e KDJS em tarefas de salto, utiliza um único valor de inclinação de uma única reta de regressão linear que compreende ambas as ações musculares excêntrica e concêntrica (130, 155).

No presente estudo, aplicou-se o mesmo critério que o para a divisão da fase de apoio da marcha, proposto por diversos autores (147, 149, 154), onde a curva momento-ângulo era dividida em subfases específicas de acordo com o tipo de contração muscular desenvolvida. Aplicando este critério às fases de apoio do UH, podem ser definidas duas subfases: flexão dorsal controlada (CDF) e flexão plantar de propulsão (PPF). A primeira compreende uma ação muscular excêntrica e a segunda uma ação muscular concêntrica.

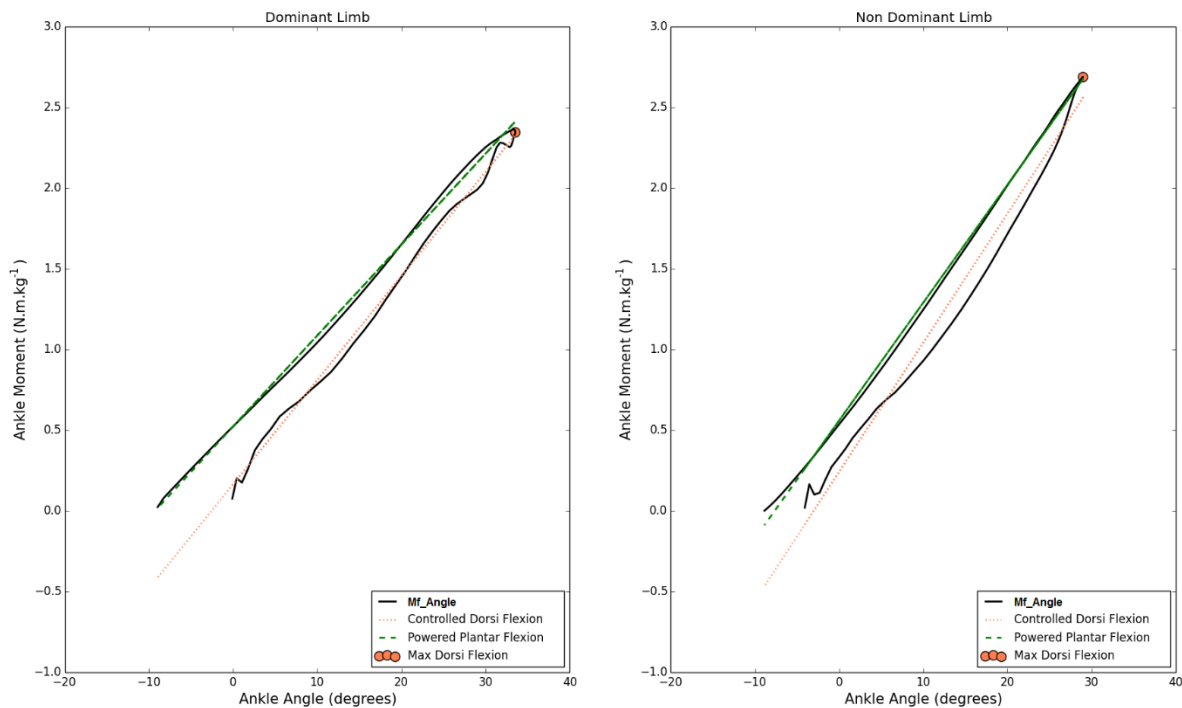


Figura 6.1 - Gráfico do momento de força – ângulo da articulação do tornozelo do membro dominante e não dominante com as retas de regressão para cada uma das subfases em estudo.

Para cada uma das subfases, foi calculada a ADJS e a KDJS para o membro dominante e não dominante, com recurso à fórmula $DJS = dM/d\theta$, onde M corresponde ao momento de força da articulação (normalizado ao peso corporal) e θ ao ângulo da articulação (149, 154). Foram utilizados modelos de regressão de mínimos quadrados para calcular as retas de regressão para cada uma destas subfases (149, 154). O cálculo da ADJS e da KDJS foi realizado para cada ensaio de cada participante. Os valores médios por participante foram calculados para permitir a computação estatística.

A figura 6.1 mostra o gráfico do momento de força-ângulo, com as duas subfases e correspondentes retas de regressão utilizadas para o cálculo da ADJS. A figura 6.2 mostra o mesmo gráfico mas em relação à KDJS.

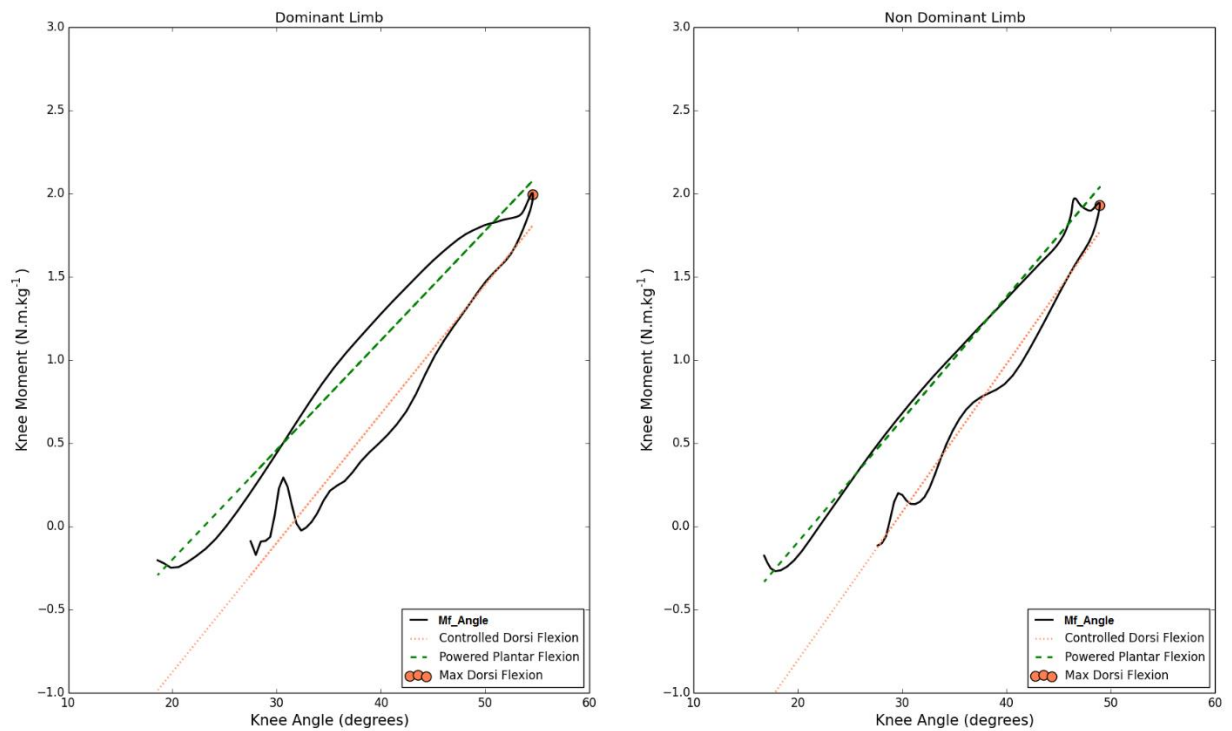


Figura 6.2 - Gráfico do momento de força – ângulo da articulação do joelho do membro dominante e não dominante com as retas de regressão para cada uma das subfases em estudo.

A KVERT foi calculada utilizando a equação $KVERT = F_{max} / \Delta y$, onde F_{max} = máxima componente vertical da força de reação do solo (GRFz) e Δy = deslocamento vertical máximo do CoM (129, 134). O valor de KVERT foi obtido através da inclinação da reta de regressão linear do gráfico GRFz-deslocamento CoM como proposto por Granata e colegas (124), e cujo exemplo se pode ver na figura 6.3.

A análise estatística foi realizada com recurso ao teste t para amostras emparelhadas, com o objetivo de verificar diferenças significativas, atribuíveis à dominância de pé, nos valores da KVERT, ADJS e KDJS. O cálculo estatístico foi assegurado com recurso ao *software Statistical Package for Social Sciences* (SPSS versão 20, IBM, USA).

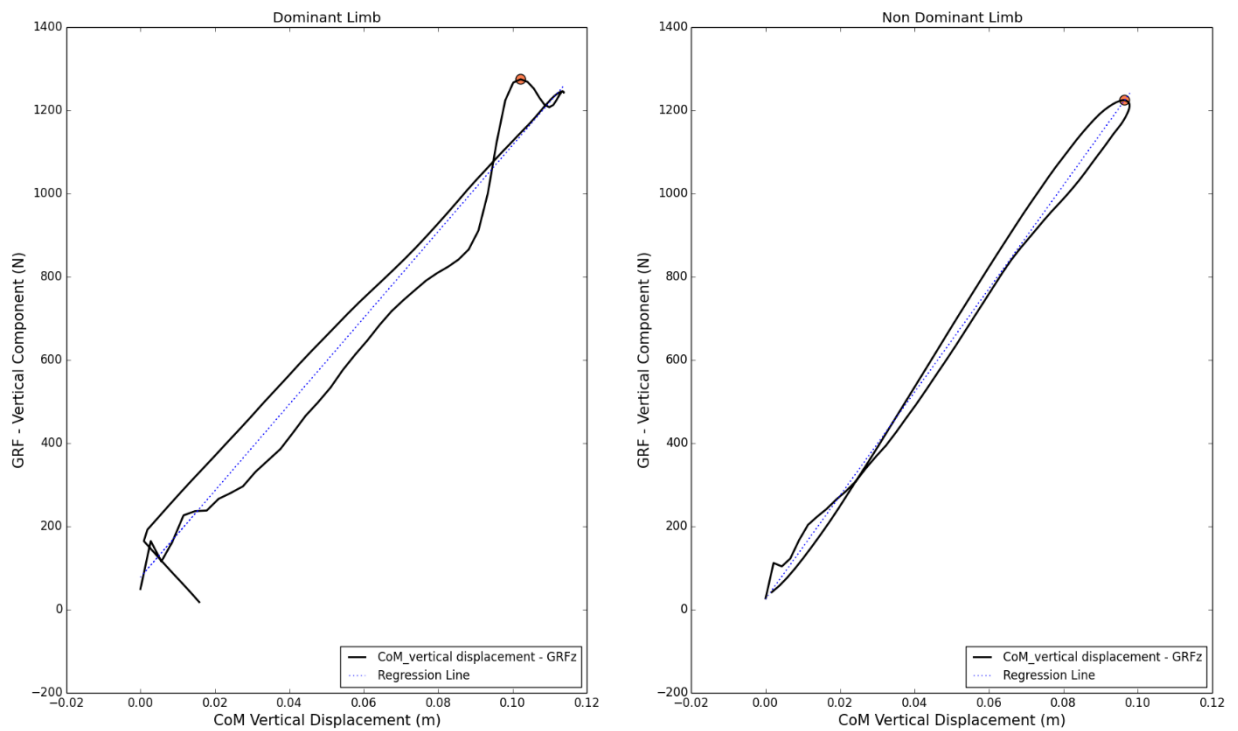


Figura 6.3 – Gráfico da GRFz vs deslocamento vertical do CoM do membro dominante e não dominante, com as retas de regressão linear utilizadas para o cálculo da KVERT.

6.4. Resultados e Discussão

A tabela 6.1 mostra os valores médios, individuais e da amostra, para cada uma das variáveis estudadas. Um valor médio da KVERT de $12,07 \pm 2,92$ foi obtido para o membro inferior dominante, e de ambos $12,43 \pm 2,81$ para o membro inferior não dominante.

Os resultados da ADJS e da KDJS foram agrupados de acordo com a subfase definidas para este estudo. No lado dominante, os valores médios de ADJS para cada uma das subfases eram CDF: $1,08 \pm 0,30$ e PPF: $0,92 \pm 0,26$. No lado não dominante os valores médios de ADJS eram CDF: $1,36 \pm 1,28$ e PPF: $0,99 \pm 0,26$. Os valores médios de KDJS

no lado dominante eram de CDF: $88,72 \pm 41,70$ e de PPF: $71,44 \pm 22,00$. No lado não dominante, os valores médios de KDJS eram de CDF: $80,59 \pm 27,99$ e na PPF: $64,07 \pm 19,27$.

Os valores de R^2 de cada uma das retas de regressão utilizadas para calcular a KVERT apresentaram um valor médio de 0,92 para ambos os lados. Para a ADJS, os valores médios de R^2 foram entre 0,93 e 0,98 e para a KDJS entre 0,80 e 0,96.

A diferença entre membros é apresentada na tabela 6.2, sendo que a significância de tais diferenças pode ser analisada através do teste t para amostras emparelhadas, apresentado na tabela 6.3.

Podemos observar valores de KVERT semelhantes entre membro inferior dominante e o não dominante, com as diferenças a não serem estatisticamente significativas. O mesmo ocorre no caso da KDJS e a frequência do salto (Hop_Hz). Considerando a ADJS, foi detetada uma diferença significativa ($p < 0,05$) na subfase PPF, onde a dominância parece ter uma relação com a diferença de ADJS apresentada.

Pela observação da tabela 12, podemos ver que as diferenças no caso da ADJS na subfase PPF do apoio são negativas para a maioria dos participantes. Isto significa que o membro não dominante apresenta maiores valores de ADJS que o dominante. O mesmo comportamento pode ser observado no caso da ADJS da outra subfase (CDF) e em muitos casos de ambas as subfases no que diz respeito à KDJS, sem que estas diferenças sejam estatisticamente significativas.

Tabela 6.1 - Valores médios individuais e da amostra para a KVERT, ADJS e KDJS, com respetivo coeficiente de determinação (R^2), agrupados de acordo com a subfase da fase de apoio do salto.

Participantes	Dominant														Hz Salto	Non-dominant														Hz Salto		
	KVERT			ADJS						KDJS						KVERT			ADJS						KDJS							
	Média	Média R^2	DesvPad	Média ADJS_CDF	Média R^2	DesvPad	Média ADJS_PPF	Média R^2	DesvPad	Média KDJS_CDF	Média R^2	DesvPad	Média KDJS_PPF	Média R^2		DesvPad	Média KDJS_PPF	Média R^2	DesvPad	Média KDJS_PPF	Média R^2	DesvPad	Média KDJS_PPF	Média R^2	DesvPad	Média KDJS_PPF	Média R^2	DesvPad				
P01	9,35	0,89	0,08	1,12	0,96	0,03	1,01	0,99	0,01	83,76	0,83	0,09	77,50	0,99	0,01	1,88	11,32	0,94	0,04	1,29	0,98	0,02	0,98	0,99	0,01	99,04	0,90	0,07	71,71	0,95	0,02	2,01
P02	7,98	0,92	0,04	1,10	0,86	0,06	0,81	0,90	0,04	97,15	0,93	0,05	68,43	0,98	0,01	1,86	10,23	0,95	0,04	1,19	0,95	0,03	1,13	0,97	0,02	74,37	0,80	0,14	63,19	0,97	0,02	1,92
P03	11,57	0,96	0,03	0,80	0,96	0,02	0,72	0,99	0,01	51,33	0,90	0,09	50,35	0,97	0,02	1,83	12,97	0,98	0,01	0,63	0,87	0,03	0,67	0,96	0,02	79,52	0,84	0,25	77,07	0,96	0,04	1,93
P04	11,91	0,93	0,03	1,32	0,94	0,03	1,07	0,99	0,01	118,06	0,86	0,08	91,31	0,93	0,03	2,01	12,81	0,89	0,08	1,32	0,93	0,04	1,12	0,99	0,01	98,06	0,87	0,07	72,61	0,90	0,04	2,00
P05	18,58	0,87	0,29	0,87	0,94	0,02	0,74	0,93	0,01	62,44	0,81	0,14	59,91	0,97	0,02	2,00	15,33	0,96	0,04	0,62	0,93	0,01	0,59	0,98	0,01	42,17	0,77	0,12	43,37	0,94	0,03	1,87
P06	16,05	0,84	0,06	1,04	0,96	0,02	0,79	0,98	0,01	125,78	0,81	0,08	97,14	0,94	0,04	1,96	16,84	0,84	0,06	1,12	0,93	0,03	0,77	0,98	0,01	110,11	0,72	0,08	70,31	0,93	0,04	1,96
P07	17,42	0,86	0,09	1,74	0,94	0,07	0,95	0,93	0,03	277,17	0,95	0,06	156,90	0,98	0,01	1,99	16,60	0,91	0,08	1,73	0,95	0,03	1,27	0,99	0,02	130,99	0,79	0,18	75,70	0,91	0,03	1,97
P08	12,56	0,91	0,23	1,58	0,94	0,03	1,45	0,94	0,02	102,13	0,92	0,04	85,94	0,92	0,23	2,47	11,62	0,98	0,02	1,64	0,99	0,02	1,34	1,00	0,01	109,10	0,94	0,04	83,87	0,98	0,03	2,30
P09	12,34	0,94	0,07	1,15	0,95	0,03	1,04	0,96	0,03	83,50	0,76	0,26	69,51	0,92	0,04	2,09	13,01	0,94	0,06	1,26	0,98	0,02	1,16	0,99	0,02	131,49	0,92	0,05	89,59	0,96	0,02	1,96
P10	8,76	0,95	0,04	1,19	0,93	0,04	0,90	0,99	0,01	97,31	0,89	0,10	70,70	0,98	0,01	1,99	9,39	0,95	0,03	1,13	0,92	0,03	0,93	0,98	0,01	64,46	0,80	0,12	53,52	0,92	0,05	2,04
P11	14,60	0,97	0,02	1,08	0,95	0,01	1,06	0,99	0,01	54,58	0,79	0,09	62,93	0,96	0,02	1,86	14,83	0,97	0,03	1,71	0,98	0,07	1,02	1,00	0,01	66,64	0,60	0,14	56,47	0,91	0,07	1,82
P12	8,20	0,96	0,02	1,29	0,96	0,03	1,06	0,99	0,01	64,97	0,86	0,06	50,45	0,97	0,02	1,90	8,61	0,98	0,01	1,31	0,99	0,02	1,17	1,00	0,01	52,52	0,80	0,20	41,96	0,89	0,20	1,95
P13	9,85	0,98	0,02	1,09	0,95	0,02	1,03	0,99	0,01	85,07	0,91	0,05	76,56	0,98	0,01	2,05	11,17	0,98	0,01	1,15	0,94	0,03	1,05	0,99	0,01	96,80	0,88	0,11	91,12	0,98	0,01	2,12
P14	10,90	0,92	0,06	0,65	0,92	0,02	0,57	0,92	0,02	68,55	0,87	0,21	63,89	0,94	0,09	1,96	12,00	0,93	0,04	0,99	0,96	0,03	0,86	0,98	0,02	71,93	0,86	0,11	75,07	0,97	0,02	2,04
P15	13,93	0,91	0,07	1,09	0,91	0,03	0,83	0,99	0,01	93,65	0,87	0,17	71,39	0,90	0,23	1,74	8,92	0,85	0,05	0,58	0,86	0,03	0,55	0,95	0,02	53,08	0,74	0,26	46,04	0,90	0,21	1,56
P16	12,06	0,91	0,08	1,39	0,96	0,03	1,32	0,98	0,02	73,73	0,67	0,22	70,46	0,92	0,05	1,97	11,67	0,96	0,03	1,12	0,97	0,02	1,13	0,98	0,02	66,65	0,81	0,11	55,60	0,93	0,04	1,96
P17	16,42	0,91	0,10	0,81	0,94	0,02	0,67	0,98	0,01	85,07	0,86	0,09	72,68	0,96	0,03	2,23	12,50	0,95	0,05	0,71	0,94	0,02	0,65	0,96	0,02	52,98	0,93	0,05	43,84	0,97	0,02	1,98
P18	8,15	0,92	0,06	1,00	0,96	0,02	1,05	1,00	0,01	75,04	0,88	0,10	69,51	0,99	0,01	1,79	10,38	0,95	0,05	1,31	0,97	0,03	1,22	0,99	0,01	100,79	0,89	0,12	72,98	0,96	0,07	2,02
P19	10,90	0,95	0,05	0,54	0,78	0,03	0,56	0,81	0,03	100,15	0,95	0,02	84,02	0,99	0,01	2,11	11,69	0,95	0,02	0,91	0,96	0,02	0,77	0,96	0,02	109,27	0,92	0,05	83,86	0,98	0,01	2,04
P20	13,33	0,94	0,11	1,59	0,97	0,04	1,33	0,98	0,03	137,40	0,93	0,05	97,32	0,98	0,01	1,93	11,42	0,94	0,05	1,41	0,97	0,02	1,25	1,00	0,01	79,32	0,84	0,12	52,14	0,96	0,03	1,76
P21	6,23	0,75	0,17	1,06	0,88	0,04	0,77	0,93	0,02	70,02	0,87	0,08	42,99	0,98	0,02	1,65	3,44	0,44	0,29	0,55	0,51	0,06	0,64	0,86	0,05	27,77	0,53	0,30	20,17	0,75	0,23	1,66
P22	11,86	0,94	0,04	0,78	0,95	0,02	0,81	0,99	0,01	102,41	0,87	0,21	91,16	0,99	0,01	2,04	14,11	0,96	0,05	1,30	0,99	0,01	1,13	0,99	0,01	133,29	0,94	0,05	103,46	0,98	0,02	2,09
P23	11,50	0,95	0,03	0,91	0,96	0,02	1,06	0,99	0,01	82,45	0,85	0,09	76,78	0,97	0,02	1,66	13,54	0,95	0,08	1,31	0,94	0,03	1,33	0,99	0,02	97,20	0,90	0,04	88,30	0,96	0,04	1,72
P24	12,59	0,94	0,03	0,92	0,98	0,02	0,82	0,99	0,01	58,99	0,78	0,06	53,18	0,90	0,08	2,00	14,59	0,95	0,05	8,06	0,99	0,02	1,11	0,99	0,02	60,00	0,66	0,21	56,19	0,92	0,17	2,09
P25	11,51	0,89	0,06	0,93	0,94	0,02	0,81	0,99	0,01	82,07	0,90	0,05	62,21	0,98	0,01	1,96	15,11	0,84	0,17	1,00	0,80	0,05	0,95	0,94	0,02	73,15	0,65	0,19	40,39	0,95	0,06	2,27
P26	11,65	0,90	0,10	0,79	0,90	0,02	0,67	0,99	0,01	81,59	0,77	0,29	69,57	0,99	0,01	1,87	12,92	0,90	0,21	1,15	0,94	0,02	0,96	0,96	0,01	101,53	0,87	0,08	73,68	0,97	0,05	2,08
P27	11,51	0,90	0,05	0,59	0,90	0,02	0,56	0,98	0,01	63,78	0,88	0,07	51,32	0,98	0,01	1,65	10,76	0,85	0,15	0,63	0,92	0,02	0,54	0,98	0,01	72,62	0,82	0,25	62,39	0,91	0,22	1,67
P28	9,01	0,91	0,05	1,01	0,93	0,04	0,78	0,98	0,01	75,28	0,94	0,02	54,35	0,95	0,03	1,82	11,85	0,94	0,06	1,29	0,95	0,03	1,19	0,99	0,01	71,72	0,85	0,12	69,80	0,92	0,07	1,99
P29	14,71	0,98	0,01	1,07	0,99	0,01	0,93	0,99	0,01	53,24	0,90	0,04	53,13	0,98	0,02	2,17	17,73	0,95	0,06	1,23	0,99	0,02	0,98	0,99	0,01	76,27	0,80	0,15	58,85	0,95	0,03	2,16
P30	15,50	0,96	0,04	1,63	0,98	0,02	1,65	0,98	0,04	35,39	0,34	0,17	36,95	0,94	0,04	2,06	14,48	0,96	0,02	1,44	0,98	0,02	1,52	0,98	0,03	26,34	0,28	0,19	26,51	0,66	0,21	1,93
P31	13,23	0,83	0,09	1,42	0,96	0,06	0,77	0,99	0,01	108,30	0,87	0,06	76,24	0,96	0,03	1,87	13,66	0,90	0,07	1,06	0,92	0,03	0,82	0,99	0,01	69,01	0,80	0,09	66,34	0,93	0,04	2,01
Média	12,07	0,92		1,08	0,94		0,92	0,97		88,72	0,85		71,44	0,96		1,95	12,43	0,92		1,36	0,93		0,99	0,98		80,59	0,80		64,07	0,93		1,96
DesvPad	2,92	0,05		0,30	0,04		0,26	0,04		41,70	0,11		22,00	0,03		0,17	2,81	0,10		1,28	0,09		0,26	0,03		27,99	0,14		19,27	0,07		0,17

Tabela 6.2 - Diferenças entre membros para as variáveis estudadas.

Participantes	Diferenças entre membros										
	KVERT		ADJS				KDJS				Hz Salto
	KVERT	R ²	ADJS_CDF	R ² _CD	ADJS_PP	R ² _PPF	KDJS_CDF	R ² _C	KDJS_PP	R ² _PPF	
P01	-1,97	-0,06	-0,18	-0,02	0,03	0,00	-15,28	-0,06	5,80	0,04	-0,13
P02	-2,25	-0,03	-0,10	-0,09	-0,32	-0,07	22,78	0,14	5,24	0,02	-0,07
P03	-1,41	-0,03	0,17	0,09	0,05	0,03	-28,19	0,06	-26,71	0,01	-0,10
P04	-0,90	0,04	0,00	0,01	-0,05	0,00	20,00	-0,01	18,70	0,03	0,01
P05	3,25	-0,10	0,25	0,02	0,15	-0,05	20,27	0,05	16,54	0,03	0,12
P06	-0,79	0,01	-0,08	0,02	0,02	0,00	15,67	0,09	26,83	0,01	0,01
P07	0,82	-0,05	0,02	-0,01	-0,33	-0,06	146,18	0,16	81,20	0,07	0,03
P08	0,94	-0,07	-0,06	-0,05	0,12	-0,06	-6,97	-0,02	2,07	-0,06	0,17
P09	-0,67	-0,01	-0,11	-0,03	-0,12	-0,02	-47,99	-0,16	-20,08	-0,03	0,13
P10	-0,63	0,00	0,06	0,00	-0,02	0,01	32,84	0,09	17,18	0,06	-0,06
P11	-0,23	0,01	-0,63	-0,03	0,04	0,00	-12,06	0,19	6,46	0,05	0,04
P12	-0,41	-0,02	-0,02	-0,03	-0,11	-0,01	12,45	0,06	8,50	0,08	-0,05
P13	-1,33	0,00	-0,06	0,01	-0,02	-0,01	-11,74	0,03	-14,55	0,00	-0,07
P14	-1,09	-0,02	-0,34	-0,05	-0,29	-0,07	-3,39	0,01	-11,18	-0,03	-0,08
P15	5,01	0,06	0,51	0,06	0,28	0,04	40,57	0,13	25,35	0,01	0,18
P16	0,39	-0,05	0,28	-0,02	0,19	0,00	7,08	-0,14	14,86	-0,01	0,02
P17	3,92	-0,03	0,10	0,01	0,02	0,02	32,08	-0,08	28,84	-0,01	0,25
P18	-2,23	-0,03	-0,31	-0,02	-0,16	0,00	-25,75	-0,01	-3,48	0,03	-0,23
P19	-0,79	0,00	-0,37	-0,17	-0,21	-0,15	-9,12	0,03	0,16	0,01	0,06
P20	1,92	0,01	0,18	0,00	0,08	-0,02	58,08	0,09	45,18	0,01	0,17
P21	2,78	0,31	0,51	0,37	0,13	0,07	42,26	0,33	22,83	0,22	-0,01
P22	-2,25	-0,02	-0,52	-0,04	-0,32	0,00	-30,87	-0,07	-12,31	0,01	-0,05
P23	-2,04	0,00	-0,40	0,03	-0,27	0,00	-14,74	-0,05	-11,52	0,01	-0,06
P24	-2,00	0,00	-7,13	-0,01	-0,29	0,00	-1,01	0,11	-3,00	-0,02	-0,08
P25	-3,60	0,06	-0,06	0,14	-0,14	0,05	8,92	0,25	21,83	0,03	-0,30
P26	-1,26	-0,01	-0,36	-0,04	-0,29	0,04	-19,94	-0,10	-4,11	0,01	-0,21
P27	0,75	0,05	-0,04	-0,02	0,03	0,00	-8,84	0,06	-11,07	0,06	-0,02
P28	-2,84	-0,03	-0,28	-0,03	-0,41	-0,01	3,56	0,09	-15,45	0,03	-0,18
P29	-3,02	0,03	-0,16	0,00	-0,05	0,00	-23,03	0,10	-5,72	0,03	0,01
P30	1,03	-0,01	0,19	-0,01	0,13	-0,01	9,06	0,06	10,44	0,28	0,12
P31	-0,43	-0,08	0,36	0,04	-0,05	-0,01	39,29	0,06	9,90	0,03	-0,13
Média	-0,37	0,00	-0,28	0,00	-0,07	-0,01	8,13	0,05	7,38	0,03	-0,02
DesvPad	2,07	0,07	1,30	0,09	0,18	0,04	35,74	0,11	21,47	0,07	0,13

Tabela 6.3 - Resultados do teste t para amostras emparelhadas.

	Paired Differences			Interval of the Difference		t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std Error Mean	Lower	Upper			
Pair 1 KVERT_DOM&KVERT_NDOM	-.36532	2.07210	.37216	-1.12538	.39473	-.982	30	.334
Pair 2 ADJS_CDF_DOM&ADJS_CDF_NDOM	-.27742	1.30345	.23411	-.75553	.20069	-1.185	30	.245
Pair 3 ADJS_PP DOM&ADJS_PP_NDOM	-.07129	.17948	.03223	-.13712	-.00546	-2.212	30	.035
Pair 4 KDJS_CDF_DOM&KDJS_CDF_NDOM	8.13390	35.74303	6.41964	-4.97675	21.24454	1.267	30	.215
Pair 5 KDJS_PP DOM&KDJS_PP_NDOM	7.37779	21.47326	3.85671	-.49866	15.25425	1.913	30	.065
Pair 6 Hop_Hz_DOM&Hop_Hz_NDOM	-.01645	.12978	.02331	-.06406	.03115	-.706	30	.486

O saltitar unilateral (UH) é uma das tarefas comumente utilizadas para avaliar a dominância de pé (7, 18, 63). Assim, a utilização preferencial de um membro inferior deve ter como consequência a presença de diferenças no modo como a estabilidade do membro é produzida, já que a estabilidade está diretamente relacionada como o controle motor e o equilíbrio (121, 124). Diferenças entre membros associadas a assimetrias funcionais consideram-se presentes (87).

Três variáveis foram usadas para descrever o processo de estabilidade durante uma tarefa de saltitar unilateral: a KVERT, a ADJS e a KDJS. A DJS é considerada como sendo um indicador de estabilidade articular, já que traduz a resistência imposta pela articulação às forças externas aplicadas a ela (121). Por outro lado, a KVERT fornece um comportamento de rigidez mais global, já que descreve a resistência da totalidade do corpo a uma modificação no seu comprimento (133)- Como utilizamos a tarefa UH, o valor da KVERT indica a rigidez do corpo alcançada pelo membro de apoio, e diferenças entre membro dominante e não dominante deveriam estar presentes pelas mesmas razões do que as apontadas para o caso da ADJS e da KDJS.

A única situação em que encontramos diferenças significativas entre membros ($p < 0,05$), foi no caso da ADJS e na subfase PPF. A diferença indica que o membro não dominante demonstra uma maior ADJS do que o dominante. Considerando que o membro dominante é aquele que é utilizado para efetuar uma ação (24, 33), e que podemos considerar que o membro de impulsão no salto em altura (24) como sendo também o membro dominante, esta comparação pode ser adequada ao membro do saltitar numa tarefa de UH (24).

Assim, continua a existir uma controvérsia na definição de dominância de pé (21). Se a definição de dominância for dependente da tarefa, já que as tarefas funcionais podem ser essencialmente manipulativas, essencialmente de estabilização ou ambas (num contexto de tarefa bilateral) (28), e que uma tendência para a utilização do membro dominante nas tarefas unilaterais tem sido reportado (21), então o conceito de dominância de pé pode ser reduzido à ideia de que não existe dominância (24, 141). Alguns estudos

confirmam esta hipótese já que não foram detetadas diferenças entre membros na altura do salto tanto em saltos unilaterais verticais como horizontais (140) e também não foram encontradas diferenças em termos de força muscular e parâmetros da marcha (79, 154).

Por outro lado, algumas diferenças foram encontradas na oscilação do CoM em tarefas de estabilidade, com o membro inferior dominante a apresentar valores de oscilação mais elevados do que o não dominante (158). Com esta reflexão, a explicação para os nossos resultados pode ser realizada compreendendo o menor valor de ADJS do membro dominante na subfase PPF, como um resultado da sua orientação de tarefas de mobilização para tarefas de estabilização. Se assim for, o membro dominante avaliado pelo LPI poderá ser o menos preparado para uma tarefa onde o controlo da estabilidade da totalidade do corpo é requerida, como no caso do UH. Este dado contribui para a falta de consenso no que diz respeito à definição de membro dominante no caso concreto do membro inferior.

O conceito de dominância de pé não é tão óbvio como o de dominância de mão (27). Isto deve-se às atividades específicas que o membro inferior ou o membro superior controlam. Se uma das tarefas principais do membro inferior é a de suporte, então uma aceitação completa da dominância de pé como sendo o membro mobilizador é difícil. A tarefa de suporte é então tão importante como a de mobilização, já que o membro necessita de suporte suficiente para permitir a mobilização (88, 145).

Um aspeto a dar relevância é o fato de que diferenças significativas apenas apareceram na ADJS e apenas na subfase PPF. Este dado é importante se considerarmos que não foram encontradas diferenças significativas na subfase CDF. Sendo a DJS normalmente calculada com a utilização de apenas uma reta de regressão linear que inclui ambas as subfases apresentadas no nosso estudo (124, 155), as diferenças registadas no comportamento da ADJS podem estar possivelmente associadas com o tipo de ação muscular a ser produzida pelo participante.

Assim, a adaptação proposta pelo nosso estudo poderá servir como uma opção para estudos futuros que visem uma mais profunda compreensão do comportamento da DJS em diferentes articulações e tarefas.

Este estudo apenas utilizou uma frequência de salto selecionada pelo participante, não tendo imposto frequências de salto mais elevadas como feito em outros estudos (124, 155), já que o nosso objetivo era o de não influenciar a escolha do participante no que diz respeito à seleção de membro inferior e estratégia motora. Isto deveu-se ao fato de não termos encontrado, em nossa revisão de literatura, estudos que avaliassem a influência da dominância de pé na KVERT, ADJS e KDJS. Este poderá ser então um dos primeiros estudos que tentou verificar esta relação e que apresentou uma adaptação para a análise da DJS.

6.5. Conclusão

Diferenças em termos de rigidez podem ocorrer entre membros. Mesmo que os resultados apresentados no presente estudo tendam a ser negativos na maioria das relações, aqueles relacionados com a ADJS poderão indicar que a rigidez pode ser um indicador de dominância de pé, se por membro preferencial for entendido o membro de suporte em vez do de mobilização, no caso da tarefa de UH. Reflexões futuras na interpretação de membro preferido devem ser tidas em consideração em estudos futuros de dominância de pé. As adaptações realizadas neste estudo para o cálculo da DJS poderão conduzir a investigações futuras que promovam um melhor conhecimento do comportamento da DJS em tarefas de salto como o UH.

7. CONCLUSÃO GERAL

A dominância de membro inferior não parece ser caracterizada por diferenças significativas, nas diferentes demonstrações estudadas de rigidez: dinâmica articular, vertical e do membro inferior (respetivamente DJS, KVERT e KLEG). Uma das razões possivelmente apontada para a ocorrência destes resultados, prende-se com o tamanho da amostra (n=31), e em especial da amostra de sujeitos canhotos de pé (n=6). Esta proporção de canhotos de pé (18,2%), é representativa da proporção existente verificada na literatura, onde a percentagem de canhotos de pé é normalmente descrita como sendo de cerca de 20% da população (6, 8).

Por este facto, na descrição do estudo a que se refere o capítulo 3 (fase de apoio da marcha), os dados foram tratados com divisão de género e de índice de dominância de pé. No entanto, não foram encontradas diferenças significativas entre membros inferiores nas diferentes associações género-índice de dominância de pé estudadas (154). Por isso, assumiu-se que seria utilizada amostra do estudo sem divisão por género ou índice de dominância de membro inferior nos estudos a que se referem os capítulos 5 e 6, dado que o objetivo era de verificar a existência de diferenças significativas entre membro inferior dominante e não dominante, independentemente do índice de dominância de pé demonstrado pelo participante.

Dado que diferenças nas medidas de rigidez eram expectáveis de existir relacionadas com o género, como afirmado no estudo de *Granata e colegas* em 2002 (124), garantiu-se a comparação entre membros do mesmo participante através da utilização de um teste t para amostras emparelhadas. Assim, diferenças entre membros, dominante e não dominante, seriam verificadas mantendo-se a unidade do participante.

Não obstante a alteração dos procedimentos, diferenças significativas entre membros tendem a não ser encontradas, com exceção feita à subfase PPF no caso do UH.

Pela análise gráfica dos comportamentos verificados em cada um dos membros, no que diz respeito à DJS das articulações estudadas, são visualizáveis diferenças entre membros. No entanto, estas diferenças são consideradas não significativas pelo teste U de *Mann-Whitney* e pelo teste t para amostras emparelhadas. Este facto pode indicar que estratégias diferentes, observadas em cada um dos membros inferiores, acabam por obter soluções de estabilidade semelhantes.

Se tivermos em consideração as tarefas onde foram utilizadas medidas globais de rigidez do membro inferior, no caso KLEG e KVERT, poderemos ter a mesma ideia. O comportamento estudado destas medidas de rigidez, compreende uma relação entre a componente vertical da força reativa do apoio e o deslocamento vertical, com e sem deslocamento anterior, do centro de massa. Este fenómeno implica que o resultado resulta do contributo de todas as articulações envolvidas na tarefa. Assim sendo, no caso de uma tarefa individual, este valor irá representar a rigidez dinâmica do membro inferior em atividade. A ausência de diferenças entre a rigidez, e consequente estabilidade, dos membros inferiores dominante e não dominante, é concordante com a reflexão anterior, pela qual diferentes estratégias podem conduzir a semelhantes níveis de estabilidade que descrevem diferenças nulas nos testes estatísticos usuais.

Outra questão que os resultados levantaram foi referente ao conceito de membro inferior dominante. Esta questão prende-se pela ausência de consenso entre a definição de membro inferior dominante e não dominante, que possa de algum modo, se refletir numa incorreta atribuição do mesmo, pelos meios comuns de avaliação. Se para alguns autores, o membro inferior dominante, é aquele preferencialmente selecionado para atividades de manipulação, para outros o membro dominante é aquele que é selecionado para atividades de suporte do corpo em tarefas unilaterais. Esta diferença de opiniões deve-se, essencialmente, à importância dada à manutenção de uma posição estável do corpo para permitir a utilização do membro para manipulação.

As diferenças de interpretação, como explicado oportunamente nesta tese, derivam da ideia de dominância atribuída ao membro superior. Dado que existem tarefas fixas do membro superior que podem ser associadas a um comportamento estável (como é o caso da escrita), o mesmo não ocorre no caso do membro inferior. Por outro lado, embora o membro inferior sofra de menor pressão cultural, o formato comumente utilizado para a atribuição de dominância do membro inferior (e não só) dependem de questionários de auto resposta ou de situações onde a resposta do sujeito poderá ser influenciada pela pressão cultural. Por exemplo, ao pedir para subir uma escada, a seleção do membro pode ser induzida pela existência de uma ordem e da necessidade de realizar a tarefa de modo correto. Este enquadramento pode levar que o sujeito responda com um lado porque pensou naquela que seria na sua opinião uma resposta correta, o que influencia a sua escolha e não permite, em nosso entender, a atribuição de dominância de modo correto. De modo a diluir estas situações, os testes normalmente incluem mais do que uma tarefa ou situação, sendo a atribuição de dominância pelo predomínio de atividades com um membro em relação ao contra lateral. Mesmo assim, as condições de recolha de informação podem dar aso a situações em que a atribuição de dominância não seja tão realista, e a que a seleção sistemática seja imposta pelo próprio indivíduo.

Mesmo tendo por base os resultados do presente estudo, onde diferenças significativas não foram encontradas com a exceção da fase PPF do UH, e tendo em conta que possam existir influências que condicionem a correta avaliação da dominância de pé pelos testes propostos, os estudos futuros poderiam realizar esta análise de modo inverso.

Se for considerada a hipótese inicial, de que o membro dominante deveria ter maior estabilidade articular, então a noção de membro dominante em termos de membro inferior tende a ser mais em prol da função de estabilização do que a de mobilização. Assim, a dominância de membro inferior poderia ser obtida por medidas de DJS, KVERT ou KLEG, sendo posteriormente analisadas tarefas funcionais, nos vários contextos de objetivo da tarefa (mobilização, estabilização ou de contexto bilateral), de modo a validar a utilização sistemática ou não do membro inferior com maior estabilidade. A ser confirmada esta seleção sistemática, a DJS, a KVERT e a KLEG poderiam ser

consideradas medidas indicadoras de dominância de pé, fornecendo uma medida objetiva de dominância de pé em alternativa às existentes que fornecem esta indicação, à partida, com maior índice de subjetividade.

A não existência de um comportamento concordante entre as medidas de rigidez (DJS, KVERT e KLEG) e a seleção sistemática de membro inferior nos diferentes contextos da tarefa (mobilização, estabilização ou contexto bilateral), poderia então aumentar a ideia de que, ao contrário do que acontece com o membro superior (dada a sua ligação com a nobre tarefa da escrita), o membro inferior pode não ter dominância.

Quaisquer que sejam os resultados destas reflexões, as suas implicações no conhecimento atual (quer em relação à dominância cerebral, quer nos estudos que assumem a dominância baseada nos métodos comuns de identificação) são de extrema importância em estudos futuros.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Habib M. Bases Neurológicas dos Comportamentos: Climepsi Editores; 2003.
2. Abrantes J. Fundamentos e Elementos de Análise em Biomecânica do Movimento Humano. Lisboa: MovLab - Universidade Lusófona; 2008. Available from: <http://movlab.ulusofona.pt/cms/templates/movlab/files/publicacoes/2008%20Fundamentos%20e%20Elementos%20de%20An%C3%A1lise%20em%20Biomec%C3%A2nica%20do%20Movimento%20Humano.pdf>.
3. Castro-Caldas A. O conceito de dominância cerebral revisitado. Re(habilitar) - Revista da ESSA. 2004(0):17-33.
4. Wallden M. Laterality. J Bodyw Mov Ther. 2011;15(2):231-4.
5. McManus C. Right Hand Left Hand - The Origins of Asymmetry in Brains, Bodies, Atoms and Cultures. Cambridge: Harvard University Press; 2004.
6. Dahmen R, Fagard J. The effect of explicit cultural bias on lateral preferences in Tunisia. Cortex. 2005;41(6):805-15.
7. Greenwood JG, Greenwood JJD, McCullagh JF, Beggs J, Murphy CA. A survey of sidedness in Northern Irish schoolchildren: The interaction of sex, age, and task. Laterality. 2007;12(1):1-18.
8. Carey DP, Smith G, Smith DT, Shepherd JW, Skriver J, Ord L, et al. Footedness in world soccer: an analysis of France '98. / Analyse de la lateralite fonctionnelle des joueurs lors de la Coupe du Monde de football de 1998 en France. Journal of Sports Sciences. 2001;19(11):855-64.
9. Zverev YP, Mipando M. Cultural and environmental influences on footedness: cross-sectional study in urban and semi-urban Malawi. Brain Cogn. 2007;65(2):177-83.
10. Ida Y, Mandal M. Cultural Difference in Side Bias: Evidence from Japan and India. Laterality. 2003;8(2):121.
11. Annett M. Predicting combinations of left and right asymmetries. Cortex. 2000;36(4):485-505.
12. Gabbard C, Dean M, Haensly P. Foot preference behavior during early childhood. Journal of Applied Developmental Psychology. 1991;12(1):131-7.
13. Iteya M, Gabbard C, Hart S. Limb laterality and motor proficiency in children. Int J Neurosci. 1995;83(3-4):275-9.
14. Kumar S, Misra I, Suman S, Suar D, Mandal MK. Interrelationship of limb dominance and sensory function across age. Int J Neurosci. 2010;120(2):110-4.
15. Maupas E, Paysant J, Martinet N, Andre J. Asymmetric leg activity in healthy subjects during walking, detected by electrogoniometry. Clin Biomech (Bristol, Avon). 1999;14(6):403-11.
16. Watson GS, Pusakulich RL, Ward JP, Hermann B. Handedness, footedness, and language laterality: evidence from Wada testing. Laterality. 1998;3(4):323-30.
17. Ziyagil MA, Dane S. Distributions of Handedness and Footedness, and their Interrelationships in a Large Young Turkish Population: Sex-related Differences. Neurol Psychiatr Brain Res. 2010;16(3-4):79-82.
18. Schneiders AG, Sullivan SJ, O'Malley KJ, Clarke SV, Knappstein SA, Taylor LJ. A valid and reliable clinical determination of footedness. PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation. 2010;2(9):835-41.
19. Borod JC, Caron HS, Koff E. Asymmetry of facial expression related to handedness, footedness, and eyedness: a quantitative study. Cortex. 1981;17(3):381-90.

20. Coren S, Searleman A. Left sidedness and sleep difficulty: the alinormal syndrome. *Brain Cogn.* 1987;6(2):184-92.
21. Wang Z, Newell KM. Footedness exploited as a function of postural task asymmetry. *Laterality.* 2013;18(3):303-18.
22. Chapman JP, Chapman LJ, Allen JJ. The measurement of foot preference. *Neuropsychologia.* 1987;25(3):579-84.
23. Elias LJ, Bryden MP. Footedness is a better predictor of language lateralisation than handedness. *Laterality.* 1998;3(1):41-51.
24. Grouios G, Hatzitaki V, Kollias N, Koidou I. Investigating the stabilising and mobilising features of footedness. *Laterality.* 2009;14(4):362-80.
25. Iteya M, Gabbard C, Okada M. Lower-limb speed and foot preference in children. *Percept Mot Skills.* 1995;81(3 Pt 2):1115-8.
26. Kalaycioglu C, Kara C, Atbasoglu C, Nalcaci E. Aspects of foot preference: differential relationships of skilled and unskilled foot movements with motor asymmetry. *Laterality.* 2008;13(2):124-42.
27. Miyaguchi K, Demura S. Specific factors that influence deciding the takeoff leg during jumping movements. *J Strength Cond Res.* 2010;24(9):2516-22.
28. Gabbard C, Hart S. A question of foot dominance. *J Gen Psychol.* 1996;123(4):289-96.
29. Hart S, Gabbard C. Examining the mobilizing feature of footedness. *Percept Mot Skills.* 1998;86(3 Pt 2):1339-42.
30. Hart S, Gabbard C. Examining the stabilising characteristics of footedness. *Laterality.* 1997;2(1):17-26.
31. Carey DP, Smith DT, Martin D, Smith G, Skriver J, Rutland A, et al. The bi-pedal ape: plasticity and asymmetry in footedness. *Cortex.* 2009;45(5):650-61.
32. Coren S, Porac C. The validity and reliability of self-report items for the measurement of lateral preference. *British Journal of Psychology.* 1978;69(2):207.
33. Grouios G. Motoric dominance and sporting excellence: training versus heredity. *Percept Mot Skills.* 2004;98(1):53-66.
34. Alipor A. FP28-TU-01 Prevalence of handedness and footedness according to family style in mental retard children. *Journal of the Neurological Sciences.* 2009;285(Supplement 1):S101-S.
35. Carpes FP, Diefenthaler F, Bini RR, Stefanyshyn DJ, Faria IE, Mota CB. Influence of leg preference on bilateral muscle activation during cycling. *J Sports Sci.* 2011;29(2):151-9.
36. Eikenberry A, McAuliffe J, Welsh TN, Zerpa C, McPherson M, Newhouse I. Starting with the "right" foot minimizes sprint start time. *Acta Psychol (Amst).* 2008;127(2):495-500.
37. Grouios G. Footedness as a potential factor that contributes to the causation of corn and callus formation in lower extremities of physically active individuals. *The Foot.* 2005;15(3):154-62.
38. Grouios G, Kollias N, Koidou I, Poderi A. Excess of mixed-footedness among professional soccer players. *Perceptual & Motor Skills.* 2002;94(2):695-9.
39. Hardt J, Benjanuvatra N, Blanksby B. Do footedness and strength asymmetry relate to the dominant stance in swimming track start? *Journal of Sports Sciences.* 2009;27(11):1221-7.
40. Kang Y, Harris LJ. Handedness and footedness in Korean college students. *Brain Cogn.* 2000;43(1-3):268-74.

41. Kapreli E, Athanasopoulos S, Papathanasiou M, Van Hecke P, Strimpakos N, Gouliamos A, et al. Lateralization of brain activity during lower limb joints movement. An fMRI study. *Neuroimage*. 2006;32(4):1709-21.
42. Morris T, Newby NA, Wininger M, Craelius W. Inter-limb transfer of learned ankle movements. *Exp Brain Res*. 2009;192(1):33-42.
43. Rocca MA, Filippi M. FMRI correlates of execution and observation of foot movements in left-handers. *J Neurol Sci*. 2010;288(1-2):34-41.
44. Wiest MJ, Dagnese F, Carpes FP. Strength symmetry and imprecise sense of effort in knee extension. *Simetrija Snage I Neprecizan Subjektivni Osjećaj Opterećenja Pri Ispružanju Potkoljenice*. 2010;42(2):164-8.
45. Zverev YP. Spatial parameters of walking gait and footedness. *Ann Hum Biol*. 2006;33(2):161-76.
46. Antonarakis ES. Orientation of the stethoscope around the neck: A random phenomenon or an indicator of cerebral lateralisation? Cross-sectional survey. *Laterality*. 2006;11(3):287-93.
47. Armitage M, Larkin D. Laterality, motor asymmetry and clumsiness in children. *Human Movement Science*. 1993;12(1-2):155-77.
48. Bell J, Gabbard C. Foot preference changes through adulthood. *Laterality*. 2000;5(1):63-8.
49. Coren S. The Lateral Preference Inventory for measurement of handedness, footedness, eyedness and earedness - Norms for young-adults. *Bulletin of the Psychonomic Society*. 1993;31(1):1-3.
50. Dittmar M. Functional and postural lateral preferences in humans: interrelations and life-span age differences. *Hum Biol*. 2002;74(4):569-85.
51. Golomer E, Rosey F, Dizac H, Mertz C, Fagard J. The influence of classical dance training on preferred supporting leg and whole body turning bias. *Laterality*. 2009;14(2):165-77.
52. Golomer E, Mbongo F. Does footedness or hemispheric visual asymmetry influence centre of pressure displacements? *Neurosci Lett*. 2004;367(2):148-51.
53. Heinen T, Vinken P, Velentzas K. Does laterality predict twist direction in gymnastics? / Ali lateralnost napoveduje smer obračanja v gimnastiki? *Science of Gymnastics Journal*. 2010;2(1):5-14.
54. Ida Y, Dutta T, Mandal MK. Side bias and accidents in Japan and India. *International Journal of Neuroscience*. 2001;111(1/2):89.
55. Keogh BK. Preschool children's performance on measures of spatial organization, lateral preference, and lateral usage. *Percept Mot Skills*. 1972;34(1):299-302.
56. Polemikos N, Papaeliou C. Sidedness preference as an index of organization of laterality. *Perceptual And Motor Skills*. 2000;91(3 Pt 2):1083-90.
57. Reiss M, Reiss G. Lateral preferences in a German population. *Percept Mot Skills*. 1997;85(2):569-74.
58. Scheirs JG, Vingerhoets AJ. Handedness and other laterality indices in women prenatally exposed to DES. *J Clin Exp Neuropsychol*. 1995;17(5):725-30.
59. Stea S, Bordini B, Viceconti M, Traina F, Cervini A, Toni A. Is laterality associated with a higher rate of hip arthroplasty on the dominant side? *Artificial Organs*. 2008;32(1):73-7.
60. Strauss E. Hand, foot, eye and ear preferences and performance on a dichotic listening test. *Cortex*. 1986;22(3):475-82.

61. Strauss E, Wada J. Lateral preferences and cerebral speech dominance. *Cortex*. 1983;19(2):165-77.
62. Taylor MJ, Strike SC, Dabnichki P. Turning bias and lateral dominance in a sample of able-bodied and amputee participants. *Laterality*. 2007;12(1):50-63.
63. Lenoir M, Van Overschelde S, De Rycke M, Musch E. Intrinsic and extrinsic factors of turning preferences in humans. *Neurosci Lett*. 2006;393(2-3):179-83.
64. Dusewicz RA, Kershner KM. The D-K Scale of Lateral Dominance. *Percept Mot Skills*. 1969;29(1):282.
65. Kershner J, Chyczij M. Lateral preference in six to nine year old children: Relationships to language lateralization and cognitive ability. *Learning and Individual Differences*. 1992;4(4):347-67.
66. Kershner JR. Lateral preference and ability to conserve multiple spatial relations by mentally retarded children. *Percept Mot Skills*. 1972;35(1):151-2.
67. Berman A. The problem of assessing cerebral dominance and its relationship to intelligence. *Cortex*. 1971;7(4):372-86.
68. Burns B, Zeaman D. A comparison of laterality indices in college and retarded subjects. *Journal of Psychology*. 1980;104(2):241.
69. Coren S, Porac C, Duncan P. Lateral Preference Behaviors in Preschool Children and Young Adults. *Child Development*. 1981;52(2):443-50.
70. Longoni AM, Orsini L. Lateral preferences in preschool children: a research note. *J Child Psychol Psychiatry*. 1988;29(4):533-9.
71. Borod JC, Caron HS, Koff E. Left-handers and right-handers compared on performance and preference measures of lateral dominance. *Br J Psychol*. 1984;75 (Pt 2):177-86.
72. Dodrill CB, Thoreson NS. Reliability of the Lateral Dominance Examination. *J Clin Exp Neuropsychol*. 1993;15(2):183-90.
73. Beling J, Wolfe GA, Allen KA, Boyle JM. Lower extremity preference during gross and fine motor skills performed in sitting and standing postures. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1998;28(6):400-4.
74. Demura S, Yamaji S, Goshi F, Nagasawa Y. Lateral dominance of legs in maximal muscle power, muscular endurance, and grading ability. *Percept Mot Skills*. 2001;93(1):11-23.
75. Gentry V, Gabbard C. Foot-preference behavior: a developmental perspective. *J Gen Psychol*. 1995;122(1):37-45.
76. Gerard-Desplanches A, Deruelle C, Stefanini S, Ayoun C, Volterra V, Vicari S, et al. Laterality in persons with intellectual disability II. Hand, foot, ear, and eye laterality in persons with Trisomy 21 and Williams-Beuren syndrome. *Dev Psychobiol*. 2006;48(6):482-91.
77. Groden G. Lateral preferences in normal children. *Percept Mot Skills*. 1969;28(1):213-4.
78. Gundersen LA, Valle DR, Barr AE, Danoff JV, Stanhope SJ, Snyder-Mackler L. Bilateral analysis of the knee and ankle during gait: an examination of the relationship between lateral dominance and symmetry. *Physical Therapy*. 1989;69(8):640-50.
79. Maupas E, Paysant J, Datie AM, Martinet N, Andre JM. Functional asymmetries of the lower limbs. A comparison between clinical assessment of laterality, isokinetic evaluation and electrogoniometric monitoring of knees during walking. *Gait & Posture*. 2002;16(3):304-12.

80. Reiss M, Tymnik G, Kogler P, Kogler W, Reiss G. Laterality of hand, foot, eye, and ear in twins. *Laterality*. 1999;4(3):287-97.
81. Sabatino DA, Becker JT. Relationship between lateral preference and selected behavioral variables for children failing academically. *Child Development*. 1971;42(6):2055-60.
82. Schiffman J, Pestle S, Mednick S, Ekstrom M, Sorensen H, Mednick S. Childhood laterality and adult schizophrenia spectrum disorders: a prospective investigation. *Schizophr Res*. 2005;72(2-3):151-60.
83. Stoklosa H, Raczek J. Changes in EEG and lateral preference in boys and girls aged 12-14. / Zmeny zaznamu EEG a lateralni preference devcat a chlapcu ve veku 12 az 14 let. *Gymnica*. 2000;30(1):53-61.
84. Vagenas G, Hoshizaki B. Functional Asymmetries and Lateral Dominance in the Lower Limbs of Distance Runners. *International Journal of Sport Biomechanics*. 1991;7(4):311-29.
85. Wieczorek M, Hradzki A. Functional and dynamic asymmetry in youth aged 14 and 16 years (comparative research). / Funkční a dynamická asymetrie u mládeže ve věku 14 a 16 let (komparativní výzkum). *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis Gymnica*. 2007;37(1):51-61.
86. Hebbal GV, Mysorekar VR. Evaluation of some tasks used for specifying handedness and footedness. *Perceptual And Motor Skills*. 2006;102(1):163-4.
87. Teixeira MC, Teixeira LA. Leg preference and interlateral performance asymmetry in soccer player children. *Dev Psychobiol*. 2008;50(8):799-806.
88. Peters M. Footedness: asymmetries in foot preference and skill and neuropsychological assessment of foot movement. *Psychol Bull*. 1988;103(2):179-92.
89. Čular D, Miletić Đ, Miletić A. Influence of dominant and non-dominant body side on specific performance in Taekwondo. *Kinesiology*. 2010;42(2):184-93.
90. Barut C, Ozer CM, Sevinc O, Gumus M, Yuntun Z. Relationships between hand and foot preferences. *The International Journal Of Neuroscience*. 2007;117(2):177-85.
91. Belanger AY, Noel G, Cote C. A comparison of contractile properties in the preferred and nonpreferred leg in a mixed sample of dystrophic patients. *Am J Phys Med Rehabil*. 1991;70(4):201-5.
92. Brown ER, Taylor P. Handedness, footedness, and eyedness. *Percept Mot Skills*. 1988;66(1):183-6.
93. Brown TN, Palmieri-Smith RM, McLean SG. Sex and limb differences in hip and knee kinematics and kinetics during anticipated and unanticipated jump landings: implications for anterior cruciate ligament injury. *Br J Sports Med*. 2009;43(13):1049-56.
94. Fagard J, Dahmen R. Cultural influences on the development of lateral preferences: a comparison between French and Tunisian children. *Laterality*. 2004;9(1):67-78.
95. Hotta N, Yamamoto K, Sato K, Katayama K, Fukuoka Y, Ishida K. Ventilatory and circulatory responses at the onset of dominant and non-dominant limb exercise. *European Journal Of Applied Physiology*. 2007;101(3):347-58.
96. Jacobs C, Uhl TL, Seeley M, Sterling W, Goodrich L. Strength and fatigability of the dominant and nondominant hip abductors. *J Athl Train*. 2005;40(3):203-6.
97. Matsuda S, Demura S, Uchiyama M. Centre of pressure sway characteristics during static one-legged stance of athletes from different sports. *J Sports Sci*. 2008;26(7):775-9.

98. Nachshon I, Denno D. Birth order and lateral preferences. *Cortex*. 1986;22(4):567-78.
99. Negrete RJ, Schick EA, Cooper JP. Lower-limb dominance as a possible etiologic factor in noncontact anterior cruciate ligament tears. *Journal of Strength & Conditioning Research* (Allen Press Publishing Services Inc). 2007;21(1):270-3.
100. Nunome H, Ikegami Y, Kozakai R, Apriantono T, Sano S. Segmental dynamics of soccer instep kicking with the preferred and non-preferred leg. *J Sports Sci*. 2006;24(5):529-41.
101. Seeley MK, Umberger BR, Shapiro R. A test of the functional asymmetry hypothesis in walking. *Gait Posture*. 2008;28(1):24-8.
102. Singh M, Manjary M, Dellatolas G. Lateral preferences among indian school children. *Cortex; A Journal Devoted To The Study Of The Nervous System And Behavior*. 2001;37(2):231-41.
103. Smak W, Neptune RR, Hull ML. The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry in cycling. *J Biomech*. 1999;32(9):899-906.
104. Nonis KP, Parker HE. Lateral Preference and Performance Asymmetry in Girls' Hopping Skills. *Asian Journal of Exercise & Sports Science*. 2005;2(1):55-60.
105. Dessery Y, Barbier F, Gillet C, Corbeil P. Does lower limb preference influence gait initiation? *Gait & Posture*. 2011;In Press, Corrected Proof.
106. Augustyn C, Peters M. On the relation between footedness and handedness. / Relation entre l' habilete motrice du pied et l' habilete manuelle. *Perceptual & Motor Skills*. 1986;63(3):1115-8.
107. Azemar G. Posture et asymetries fonctionnelles. / Posture and functional asymmetries. / Postura y asimetricas funcionales. / Postura ed asimmetrie funzionali. / Haltung und funktionelle Asymmetrien. *STAPS: Revue des Sciences & Techniques des Activites Physiques & Sportives*. 1998;19(46/47):75-84.
108. Markoulakis R, Scharoun SM, Bryden PJ, Fletcher PC. An examination of handedness and footedness in children with high functioning autism and Asperger syndrome. *J Autism Dev Disord*. 2012;42(10):2192-201.
109. Connolly BH. Lateral dominance in children with learning disabilities. *Phys Ther*. 1983;63(2):183-7.
110. De Agostini M, Dellatolas G. Lateralities in Normal Children Ages 3 to 8 and Their Role in Cognitive Performances. *Developmental Neuropsychology*. 2001;20(1):429-44.
111. Huda S, Rodriguez R, Lastra L, Warren M, Lacourse MG, Cohen MJ, et al. Cortical activation during foot movements: II effect of movement rate and side. *Neuroreport*. 2008;19(16):1573-7.
112. Gstottner M, Neher A, Scholtz A, Millonig M, Lembert S, Raschner C. Balance ability and muscle response of the preferred and nonpreferred leg in soccer players. *Motor Control*. 2009;13(2):218-31.
113. Wikstrom EA, Tillman MD, Kline KJ, Borsa PA. Gender And Limb Dominance Comparisons Of Dynamic Stability During Jump Landings. (Abstract). *Journal of Athletic Training*. 2005;40(2 Suppl):S-58.
114. Suar D, Mandal MK, Misra I, Suman S. Lifespan trends of side bias in India. *Laterality*. 2007;12(4):302-20.
115. Eckstein F, Muller S, Faber SC, Englmeier KH, Reiser M, Putz R. Side differences of knee joint cartilage volume, thickness, and surface area, and correlation with lower limb dominance--an MRI-based study. *Osteoarthritis Cartilage*. 2002;10(12):914-21.

116. Takahashi A, Uetake T. On the laterality in the anthropological measurements of the upper and the lower limbs of the various athletes. *Bulletin of Institute of Health & Sport Sciences, University of Tsukuba*. 1982;5:135-44.
117. Carpes FP, Mota CB, Faria IE. On the bilateral asymmetry during running and cycling - a review considering leg preference. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*. 2010;11(4):136-42.
118. Turner MR, Wicks P, Brownstein CA, Massagli MP, Toronjo M, Talbot K, et al. Concordance between site of onset and limb dominance in amyotrophic lateral sclerosis. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 2011;82(8):853-4.
119. Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture*. 2000;12(1):34-45.
120. Kovaleski JE, Heitman RJ, Gurchiek LR, Erdmann JW, Trundle TL. Reliability and effects of leg dominance on lower extremity isokinetic force and work using the Closed Chain Rider System. / Robustesse et effets de dominance de la jambe sur la force isocinetique des extremités des membres inferieurs en faisant un travail musculaire a l'aide d'un ergometre a chaine de velo. *Journal of Sport Rehabilitation*. 1997;6(4):319-26.
121. Gabriel RC, Abrantes J, Granata K, Bulas-Cruz J, Melo-Pinto P, Filipe V. Dynamic joint stiffness of the ankle during walking: gender-related differences. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*. 2008;9(1):16-24.
122. Abrantes J. Biomecânica da Estabilidade Articular. *Rev Bras Educ Fis Esporte*. 2006;20:87-90.
123. Abrantes J. Rigidez Dinâmica como Indicador da Estabilidade Articular. São Pedro, São Paulo - Brasil: XII Congresso Brasileiro de Biomecânica; 2007.
124. Granata KP, Padua DA, Wilson SE. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2002;12(2):127-35.
125. Atalaia TJV, Abrantes JMCS. Dinamometria do Apoio Plantar relacionada com o ângulo do retropé do tornozelo. Lisboa: Universidade Católica Portuguesa; 2009.
126. Docherty CL, Arnold BL, Zinder SM, Granata K, Gansneder BM. Relationship between two proprioceptive measures and stiffness at the ankle. *J Electromyogr Kinesiol*. 2004;14(3):317-24.
127. Houdijk H, Doets HC, van Middelkoop M, Dirkjan Veeger HE. Joint stiffness of the ankle during walking after successful mobile-bearing total ankle replacement. *Gait Posture*. 2008;27(1):115-9.
128. Dounskaia N. The internal model and the leading joint hypothesis: implications for control of multi-joint movements. *Experimental brain research Experimentelle Hirnforschung*. 2005;166(1):1-16.
129. Butler RJ, Crowell HP, 3rd, Davis IM. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical biomechanics*. 2003;18(6):511-7.
130. Wang LI. The kinetics and stiffness characteristics of the lower extremity in older adults during vertical jumping. *Journal of sports science & medicine*. 2008;7(3):379-86.
131. Arampatzis A, Schade F, Walsh M, Bruggemann GP. Influence of leg stiffness and its effect on myodynamic jumping performance. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2001;11(5):355-64.

132. Serpell BG, Ball NB, Scarvell JM, Smith PN. A review of models of vertical, leg, and knee stiffness in adults for running, jumping or hopping tasks. *Journal of sports sciences*. 2012;30(13):1347-63.
133. Brughelli M, Cronin J. A review of research on the mechanical stiffness in running and jumping: methodology and implications. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2008;18(4):417-26.
134. McMahon TA, Cheng GC. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *Journal of biomechanics*. 1990;23 Suppl 1:65-78.
135. Beaton DE, Bombardier C, Guillemin F, Ferraz MB. Guidelines for the process of cross-cultural adaptation of self-report measures. *Spine*. 2000;25(24):3186-91.
136. Goncalves RS, Cavalheiro LM, Gil JN, Rodrigues AL, Coutinho AP, Henriques GA, et al. Cross-cultural adaptation and validation of the Portuguese version of the Living with Asthma Questionnaire. *Revista portuguesa de pneumologia*. 2013;19(4):157-62.
137. Hallgren KA. Computing Inter-Rater Reliability for Observational Data: An Overview and Tutorial. *Tutorials in quantitative methods for psychology*. 2012;8(1):23-34.
138. Ebben WP, Flanagan E, Jensen RL. Bilateral facilitation and laterality during the countermovement jump. *Percept Mot Skills*. 2009;108(1):251-8.
139. Matsuda S, Demura S, Demura T. Examining differences between center of pressure sway in one-legged and two-legged stances for soccer players and typical adults. *Percept Mot Skills*. 2010;110(3 Pt 1):751-60.
140. Ross A, Mickle K, Munro B, Steele J. Does kicking a ball really reflect limb dominance in non-kicking tasks?. (Abstract). *Journal of Science & Medicine in Sport*. 2003;6(Supplement):37-.
141. Previc FH. A general theory concerning the prenatal origins of cerebral lateralization in humans. *Psychol Rev*. 1991;98(3):299-334.
142. Fitzgerald GK, Lephart SM, Hwang JH, Wainner RS. Hop tests as predictors of dynamic knee stability. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2001;31(10):588-97.
143. Kivlan BR, Carcia CR, Clemente FR, Phelps AL, Martin RL. Reliability and validity of functional performance tests in dancers with hip dysfunction. *International journal of sports physical therapy*. 2013;8(4):360-9.
144. Brumitt J, Heiderscheid BC, Manske RC, Niemuth PE, Rauh MJ. Lower extremity functional tests and risk of injury in division iii collegiate athletes. *International journal of sports physical therapy*. 2013;8(3):216-27.
145. Freides D. On determining footedness. *Cortex*. 1978;14(1):134-5.
146. Atalaia T, Abrantes JMCS. Medial-lateral CoP-Rearfoot relation during stance. In: Jorge RN, Tavares JMRS, Pinotti M, Slade A, editors. *Proceedings of the 6th International Conference on Technology and Medical Sciences Porto*: Taylor & Francis Group - CRC Press; 2011. p. 177- 81.
147. Crenna P, Frigo C. Dynamics of the ankle joint analyzed through moment-angle loops during human walking: gender and age effects. *Human movement science*. 2011;30(6):1185-98.
148. Frigo C, Crenna P, Jensen LM. Moment-angle relationship at lower limb joints during human walking at different velocities. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 1996;6(3):177-90.

149. Safaeepour Z, Esteki A, Ghomshe FT, Abu Osman NA. Quantitative analysis of human ankle characteristics at different gait phases and speeds for utilizing in ankle-foot prosthetic design. *Biomedical engineering online*. 2014;13(1):19.
150. Woltring HJ. A Fortran package for generalized, cross-validatory spline smoothing and differentiation. *Adv Eng Software*. 1986;8(2):104-13.
151. Woltring HJ. GCVSPL software package - Release Notes: International Society of Biomechanics; 1986. Available from: <http://isbweb.org/software/sigproc/gcvspl/gcvspl.memo>.
152. Hageman PA, Gillaspie DM, Hill LD. Effects of speed and limb dominance on eccentric and concentric isokinetic testing of the knee. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1988;10(2):59-65.
153. Baumeister J, Reis C, Weiss M. Influence of limb dominance on knee flexor:extensor ratio of ACL reconstructed patients. (Poster Session). *Isokinetics & Exercise Science*. 2004;12(1):59-61.
154. Atalaia T, Abrantes J, Castro-Caldas A. Influence of Footedness on Dynamic Joint Stiffness during the Gait Stance Phase. *Journal of Scientific Research and Reports*. 2015;5(2):175-83.
155. Hobara H, Inoue K, Muraoka T, Omuro K, Sakamoto M, Kanosue K. Leg stiffness adjustment for a range of hopping frequencies in humans. *Journal of biomechanics*. 2010;43(3):506-11.
156. Struzik A, Zawadzki J. Leg stiffness during phases of countermovement and take-off in vertical jump. *Acta of bioengineering and biomechanics / Wroclaw University of Technology*. 2013;15(2):113-8.
157. Ehrig RM, Taylor WR, Duda GN, Heller MO. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of biomechanics*. 2006;39(15):2798-809.
158. Matsuda S, Demura S, Nagasawa Y. Static one-legged balance in soccer players during use of a lifted leg. *Percept Mot Skills*. 2010;111(1):167-77.