



**INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA
ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE
LISBOA**

**Ativação Muscular na Anca e Joelho na Variação
do Ângulo de Valgo durante a Fase de Apoio do
Salto Vertical**

Arlete de Jesus Batanete Queiroz

Orientadores: Prof. Mestre Tiago Atalaia, ESSCVP e Universidade
Lusíada

Prof. Doutora Maria Isabel Coutinho, ESTeSL

Mestrado em Fisioterapia

Lisboa, 2012



INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA
ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE
LISBOA

Ativação Muscular na Anca e Joelho na Variação do Ângulo de Valgo durante a Fase de Apoio do Salto Vertical

Arlete de Jesus Batanete Queiroz

Orientadores: Prof. Mestre Tiago Atalaia, ESSCVP e Universidade
Lusíada

Prof. Doutora Maria Isabel Coutinho, ESTeSL

Júri: Prof. Doutor João Abrantes

Prof. Doutor Raul Oliveira

(esta versão incluiu as críticas e sugestões feitas pelo júri)

Mestrado em Fisioterapia

Lisboa, 2012



Instituto Politécnico de Lisboa

DECLARAÇÃO DE CEDÊNCIA DE DIREITOS DE AUTOR

1. IDENTIFICAÇÃO DO ESTUDANTE		Nº de Estudante da ESTeSL <u>69.320410</u>
Nome completo: <u>Adete do Jesus Bobante Queiroz</u>		
E-mail: <u>adete.queiroz@haturul.com</u>		BI n.º/Cartão de Cidadão n.º <u>13001133</u>
Mestrado: <u>Fisioterapia</u>		Edição: <u>2ª</u>
Área de especialização: _____		
2. IDENTIFICAÇÃO DA DISSERTAÇÃO		
Título: <u>Abrir a discussão na Área e cuidar na utilização do Ângelo de Valgo durante a fase de Apoio do Saúde Venhosa</u>		
Orientador (es): <u>Prof. Doutor João Albalade</u> <u>Prof. Doutora Helena Isabel Coutinho</u>		
Ano de conclusão (defesa da tese): <u>2012</u>		
3. DECLARAÇÃO		
Declaro, sob compromisso de honra, que a tese/dissertação agora entregue corresponde à versão final apresentada ao Júri.		
Declaro que concedo à Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa e aos seus agentes uma licença não exclusiva para arquivar e tornar acessível, nomeadamente através do seu repositório institucional, nas condições abaixo indicadas, a minha tese ou dissertação, no todo ou em parte, em suporte digital.		
Declaro que autorizo a Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa a arquivar e, sem alterar o conteúdo, converter a tese ou dissertação entregue para qualquer formato de ficheiro, meio ou suporte, nomeadamente através da sua digitalização, para efeitos de preservação e acesso.		
Concordo que a minha tese ou dissertação seja colocada no Repositório Científico do Instituto Politécnico de Lisboa com o seguinte estatuto (assinale uma das hipóteses):		
- Disponibilização imediata do conjunto de trabalho para acesso mundial <input checked="" type="checkbox"/>		
- Disponibilização imediata do conjunto de trabalho para acesso exclusivo no Instituto Politécnico de Lisboa, durante o período de 3 meses <input type="checkbox"/> 6 meses <input type="checkbox"/> ou 1 ano <input type="checkbox"/> – após o período assinalado autorizo o acesso mundial (anexo justificação do embargo devidamente assinada pelo orientador) <input type="checkbox"/>		
- Disponibilização apenas dos metadados descritivos (autor, título e resumo, entre outros), sendo que anexo justificação da não disponibilização do texto integral, assinada pelo orientador) <input type="checkbox"/>		
Retenho todos os direitos de autor relativos à tese ou dissertação e o direito de a usar em trabalhos futuros.		
Lisboa, <u>31</u> de <u>Dezembro</u> de <u>2012</u>		
Assinatura: <u>Adete Queiroz</u>		

Av. D. João II, Lote 4.69.01 - 1990-096 LISBOA - Tel: 218 980 400 - Fax: 218 980 460 - www.estesl.up.lisboa.pt

ESTE REQUERIMENTO PODE SER LIVREMENTE REPRODUZIDO

Mob:105FPG

“Só se vence quando se acredita na vitória”

Agradecimentos

A realização deste estudo implica agradecimentos as diversas pessoas que o tornaram possível e que de uma forma ou outra me ajudaram a concretizar este objetivo.

Em primeira instância agradeço ao meu Orientador Mestre Tiago Atalaia por todos os momentos que passamos durante a realização do estudo, pela ajuda, compreensão, pelas explicações de tudo o que às vezes parece muito simples e se torna complicado, pelo apoio permanente e por me fazer ter sempre um ponto de vista que às vezes parece tão óbvio e do qual se diz “isso é tão básico e nunca me tinha lembrado”. Agora, numa visão diferente... Antes como aluna agora como colega, um obrigada por todas as aprendizagens que tenho tido contigo e por fazeres crescer a cada dia em que se aborda um assunto diferente.

Em segundo lugar agradeço à Prof. Dra Maria Isabel Coutinho por ter permitido a realização do presente estudo e facilitado o processo de aprendizagem durante este período de tempo.

Agradeço também à Prof. Dra Elisabete Carolino, pela ajuda na realização da estatística do presente trabalho e pela visão que nem sempre é fácil tornar em dados quantitativos o que se sabe sobre a parte teórica.

Agradeço ao meu braço direito, a minha colega de outrora e sempre amiga Andreia Fernandes por todos os conselhos, pela elaboração e pela ajuda em todos os momentos que mais necessito. Estás sempre lá em qualquer altura... Agradeço-te todos os momentos que até hoje passamos juntas.

Um agradecimento pessoal à minha Coordenadora de trabalho Cândida Ganchas, pelas facilidades nos horários para a realização deste estudo, pela aprendizagem enquanto profissional e pelo sorriso que transmites todos os dias.

À minha colega de trabalho e ex-colega de turma Flávia Faria pela surpresa que representaste na minha vida, por todo o apoio que me deste constantemente e por todos os abraços que partilhaste comigo nas nossas manhãs. Ninguém entra em vão na nossa vida.

Aos meus colegas de Mestrado Anabela Correia, Sérgio Nuno, Diogo Quirino, Catarina Palmeira e Rui Couto um obrigada por todo o percurso realizado.

A ti Inês que por diferenças de perspetivas a vida às vezes é mais complexa mas nada que não se resolva.

Agradeço aos meus colegas de trabalho que de uma forma ou outra permitiram que fosse possível a realização do presente estudo.

Agradeço a todos os Fisioterapeutas que têm uma visão diferente das abordagens em Fisioterapia e que lutam constantemente por modificar mentalidades constantemente.

Por último agradeço a quem desempenha um papel fundamental na minha vida: a minha família. Um obrigado especial aos meus pais por me apoiarem sempre nas minhas decisões e confiarem em mim em todos os momentos. São os dois pilares da minha vida. Peço desculpa pelos meus momentos de ausência, pelos fins-de-semana que vos dou menos atenção e pelo fato de quando entram em casa me verem quase sempre por fotografias. Peço-vos desculpa pela minha escolha de mudança de “terra” mas acreditem que estão sempre presentes no meu coração.

Aos meus avós, tios, primo, afilhado e tia porque sem vocês a minha vida era mais “pequenina”.

A contração muscular do quadricípete, isquiotibiais e rotadores externos apresenta um papel crucial no controlo da estabilidade articular dinâmica, nomeadamente no valgo de joelho no plano frontal.

O objetivo deste estudo foi descrever a existência de relação entre a ativação muscular (medida pela recolha eletromiográfica do reto anterior, dos isquiotibiais e do grande glúteo) e a variação da angulação do joelho durante a fase de apoio do salto vertical no plano frontal (medida pela análise cinemática de vídeo) através de um Estudo Piloto.

Trata-se de um estudo descritivo correlacional com uma amostra de 220 saltos verticais (110 saltos correspondentes a cada um dos membros inferiores) realizados por 4 executantes (dois do género feminino e dois do género masculino com idade média de 28 anos \pm 6,4).

Verificou-se a existência de correlações significativas entre a ativação muscular do reto anterior na Fase Descendente do salto à direita e à esquerda e a tendência para um menor ou maior ângulo de valgo respetivamente. O género influencia a dinâmica do joelho, verificando-se que as mulheres apresentam estratégias de ativação diferentes dos homens.

A diminuição da ativação muscular da anca parece influenciar os movimentos dinâmicos do joelho no plano frontal, enquadrando-se nos resultados obtidos por outros autores. O material utilizado na recolha de dados, o sincronismo entre o *trigger* e o vídeo e o número reduzido de executantes que realizaram a amostra poderão constituir limitações ao estudo que deverão ter-se em consideração na realização de estudos futuros.

Abstract

The muscular co-contraction of the quadriceps, hamstrings and external rotators presents a crucial paper in the control of the dynamic joint stability, specifically in the mechanism of knee valgus in the frontal plane.

The aim of this study was to describe the existence of a relationship between muscle activation (measured by electromyographic results of rectus, hamstring and gluteus maximus) and the variation of the angle of the knee during the stance phase of vertical jump in the frontal plane (measured by kinematic analysis of video) through a Pilot Study.

This is a descriptive correlational study with a sample of 220 vertical jumps (110 jumps corresponding to each of the lower limbs) performed by 4 executors (two female genera and two male genera, mean age 28 years \pm 6.4).

It was found that there are significant correlations between activation of the rectus muscle in the descending phase of the jump at the right and the left and the tendency to a lower or higher valgus angle respectively. The gender influences the dynamics of the knee, making sure that women have different activation strategies than men.

The decrease in hip muscle activation appears to influence the dynamic movements of the knee in the frontal plane, adjusting to the results obtained by other authors. The material used in the data collection, the synchronism between the trigger and the video, and the low number of executants that belonged to the sample, may be limitations to the study that should be taken into account in further studies.

Índice Geral

Agradecimentos	ix
Resumo.....	xi
Abstract.....	xiii
Índice Geral.....	xv
Índice de Tabelas.....	xvii
Índice de Figuras.....	xix
Lista de Abreviaturas	xxi
1. Introdução	1
2. Enquadramento Teórico.....	3
2.1 Conceito de Estabilidade Articular e Medida de Rigidez Dinâmica.....	3
2.2 Ângulo de varo e valgo de joelho	6
2.2.1 Valgo dinâmico de joelho.....	7
2.3 Salto Vertical	9
2.3.1 Ações Musculares no joelho durante a fase de Apoio do Salto Vertical ...	11
3. Metodologia.....	15
3.1 Objetivos do Estudo	15
3.1.1 Objetivo Geral.....	15
3.1.2 Objetivos específicos	15
3.2 Hipóteses.....	15
3.3 Tipo de estudo.....	16
3.4 População e Amostra	16
3.5 Variáveis de estudo	17
3.6 Variáveis de caracterização dos executantes	17
3.7 Instrumentos da Recolha de dados.....	17
3.7.1 Estudo Eletromiográfico do Valgo de joelho	18
3.7.1.1 Avaliação da Ativação Muscular	20
3.7.2 Cinemática	21
3.7.2.1 Avaliação do ângulo de Valgo de Joelho no plano frontal	21
3.8 Procedimentos.....	21
3.9 Tratamento dos dados.....	28
4. Resultados	33
4.1 Correlações de <i>Pearson</i>	34
5. Discussão.....	53
5.1 Considerações do normal.....	53
5.2 Considerações na prevenção de Lesões em Músculo-Esquelética	59
6. Conclusão	63
7. Referências	65
8. Apêndices	71
8.1 Apêndice 1.....	71
8.1.1 Consentimento informado.....	71
8.2 Apêndice 2.....	73
8.2.1 Folha de registo	73
8.3 Apêndice 3.....	76
8.3.1 Fotograma da Fase de Apoio do Salto Vertical	76
8.4 Apêndice 4.....	77
8.4.1 Protocolo para obtenção dos dados de EMG	77

8.5 Apêndice 5.....	79
8.5.1 Saltos analisados de cada um dos executantes.....	79
8.6 Apêndice 6.....	101
8.6.1 Representação gráfica da variação A e B por cada executante.....	101
8.6.1.1 Legenda do apêndice 6.....	101
8.6.1.2 Executante 1 (à direita).....	102
8.6.1.3 Executante 1 (à esquerda).....	105
8.6.1.4 Executante 2 (à direita).....	108
8.6.1.5 Executante 2 (à esquerda).....	111
8.6.1.6 Executante 3 (à direita).....	114
8.6.1.7 Executante 3 (à esquerda).....	117
8.6.1.8 Executante 4 (à direita).....	120
8.6.1.9 Executante 4 (à esquerda).....	123

Índice de Tabelas

Tabela 3.1 – Colocação dos elétrodos.....	25
Tabela 4.2 – Caraterísticas da amostra.....	33
Tabela 4.3 – Correlação de <i>Pearson</i> entre a ativação Muscular e a variação da angulação do joelho na Fase Descendente à direita.....	34
Tabela 4.4 – Correlação de <i>Pearson</i> entre a variação da angulação do joelho na Fase Ascendente e a ativação muscular à direita.....	35
Tabela 4.5 – Correlação de <i>Pearson</i> entre a ativação muscular da Fase Descendente (A) e Ascendente (B) à direita.....	36
Tabela 4.7 – Correlação de <i>Pearson</i> entre a variação da angulação na Fase Ascendente e a ativação muscular à esquerda.....	38
Tabela 4.8 - Correlação de <i>Pearson</i> entre a ativação muscular da Fase Descendente (A) e Ascendente (B) à esquerda.....	39
Tabela 4.9 – Correlação de <i>Pearson</i> entre a ativação muscular e a variação da angulação do joelho na Fase Descendente nas executantes femininas à direita.....	40
Tabela 4.10 – Correlação de <i>Pearson</i> entre a ativação muscular e a variação da angulação na Fase Ascendente das executantes femininas à direita.....	41
Tabela 4.11 – Correlações de <i>Pearson</i> – entre a ativação muscular na Fase Descendente (A) e Ascendente (B) das executantes femininas à direita.....	42
Tabela 4.12 – Correlação de <i>Pearson</i> entre a ativação muscular e a variação da angulação do joelho na Fase Descendente nas executantes femininas à esquerda.....	43
Tabela 4.13 – Correlação de <i>Pearson</i> entre a ativação muscular e a variação da angulação na fase ascendente nas executantes femininas à esquerda.....	44
Tabela 4.14 - Correlação de <i>Pearson</i> entre a ativação muscular da Fase Descendente (A) e Ascendente (B) à esquerda das executantes femininas.....	45
Tabela 4.15 – Correlação de <i>Pearson</i> entre a variação da angulação do joelho na Fase Descendente nos executantes masculinos à direita.....	46
Tabela 4.16 – Correlação de <i>Pearson</i> entre a variação da angulação na fase ascendente nos executantes masculinos à direita.....	47
Tabela 4.17 – Correlações de <i>Pearson</i> entre a ativação muscular em fase Descendente (A) e Ascendente (B) dos executantes masculinos à direita.....	48
Tabela 4.18 – Correlação de <i>Pearson</i> entre a variação da angulação	

na fase descendente nos executantes masculinos à esquerda.	49
Tabela 4.19 – Correlação de <i>Pearson</i> entre a variação da angulação do joelho na Fase Ascendente nos executantes masculinos à esquerda.	50
Tabela 4.20 - Correlação de <i>Pearson</i> entre a ativação muscular da Fase Descendente (A) e Ascendente (B) à esquerda nos executantes masculinos.	51
Tabela 5.21 – Representação esquemática da relação entre a ativação muscular e a variação do ângulo de joelho nas fases descendente e ascendente à direita e esquerda.	56
Tabela 5.22 – Esquematização da influência do gênero na variação da angulação na fase descendente e ascendente	58

Índice de Figuras

Figura 2.1 – Alterações no plano frontal no joelho. A, Geno Valgo normal; B e C ilustram as alterações excessivas no joelho no plano frontal. (Adaptado de Neumann, 2002).....	6
Figura 3.2 – Visualização da área de salto.....	23
Figura 3.3 – Colocação dos elétrodos: (A) Vista anterior com colocação no reto anterior direito (1) e esquerdo (2); (B) Vista posterior com colocação dos elétrodos nos isquiotibiais direito (3) e esquerdo (4); (C) Vista lateral com colocação do elétrodos no grande glúteo esquerdo (5).	25
Figura 3.4 – Sequência de ações no salto em perfil (Adaptado de Linthorne, 2001).....	27
Figura 3.5 – Sequência de ações de um salto no plano frontal (Adaptado de Leporace <i>et al.</i> , 2011).	27
Figura 3.6 – Ilustração do aspeto do <i>Software Digitize XY</i> e os respectivos pontos das coordenadas digitalizadas.....	29
Figura 3.7 – Momentos da fase de apoio analisados.	30
Figura 8.1 – Contato inicial do pé com o solo.....	76
Figura 8.2 – Momento de flexão máxima dos joelhos na receção ao solo	76
Figura 8.3 – Máximo de extensão dos joelhos após a figura 2.....	76

Lista de Abreviaturas

APF – Associação Portuguesa de Fisioterapeutas

EMG – Eletromiografia

IMC – Índice de Massa Corporal

LCA – Ligamento Cruzado Anterior

SENIAM – *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*

SPF – Síndrome Patelofemoral

SPSS – *Statistical Package for the Social Sciences*

1. Introdução

O presente Projeto encontra-se inserido nos estudos que visam a análise do movimento Humano, sendo o seu desenvolvimento crucial na Reabilitação Músculo-Esquelética. Os estudos que analisam o movimento apresentam um papel primordial na compreensão do desempenho motor em determinada tarefa, permitindo fornecer aos profissionais de saúde (neste caso aos Fisioterapeutas) a elaboração de uma avaliação e de um diagnóstico em Fisioterapia e, conseqüentemente a elaboração de um plano de tratamento adequado em cada contexto clínico.

Na função eficaz do movimento, o alinhamento dos segmentos e o equilíbrio da dinâmica corporal deve ter uma ação coordenada, de forma a vencer a força da gravidade com o menor gasto de energia sendo necessário que existam estratégias de processamento sensorial e motor juntamente com a experiência prévia do movimento e da capacidade de antecipação, no desempenho de uma determinada tarefa. Seguindo esta linha de pensamento, é fundamental ter por base que cada ato é único e reflete a individualidade na sua execução num contexto bio-psico-social, permitindo a realização de atividades funcionais, que surgem a partir da relação de componentes estáticos e dinâmicos e envolvem a análise das forças envolvidas (cinética) ou de deslocamentos angulares (cinemática).

Em Biomecânica estudam-se as ações das forças externas ao corpo humano conjugadas com ações das forças inerentes ao sistema locomotor, que são decididas e produzidas antes e durante uma determinada execução controlada pelo sistema de controlo. O sistema de controlo é intrínseco ao próprio sistema biomecânico e apresenta a capacidade de analisar caso a caso as condições iniciais do sistema geral e conduzi-lo às condições finais, que se ajustam ao objetivo de relação mecânica com o exterior. A biomecânica do comportamento motor centra o seu objeto de estudo no comportamento motor e na produção não determinista a nível cinemático e dinâmico do sistema locomotor resultante das respostas mecânicas exteriores e biológicas, não estudando como se controla mas qual foi o resultado do que controlou e quais foram as respetivas causas e conseqüências em determinado movimento, bem como qual foi a força desencadeada no corpo e no exterior, podendo ser um forte exame complementar de diagnóstico (Abrantes, 2008).

O joelho recebe cargas e é submetido a forças muito elevadas durante a maioria das atividades, tornando-o suscetível a lesões como resultado da absorção de forças que advêm

do solo ou como consequência da contração muscular. Dos estudos realizados na última década, as causas do elevado número de lesões nesta articulação poderão ser devido a fraqueza muscular ou à incapacidade de manter o correto alinhamento dinâmico entre os segmentos corporais do membro inferior no plano frontal e transversal durante, por exemplo a realização de saltos verticais (Hamill & Knutzen, 1999; Nordin & Frankel, 2003; Hootman, Dick & Angel, 2007; Powers, 2010).

A presença de valgismo dinâmico do joelho pode alterar o alinhamento da patela, podendo conseqüentemente aumentar a sobrecarga nos retináculos patelares e na cartilagem articular, predispondo o aparecimento de sintomas. As lesões como o Síndrome Patelofemoral (SPF), tendinopatia patelar e rutura do Ligamento Cruzado Anterior (LCA) são as lesões com maior tempo de ausência na atividade desportiva e com maior tempo de recuperação, ocorrendo a maioria durante a fase de impulsão e receção ao solo dos saltos verticais nas diversas modalidades (Ugrinowitsch & Barbanti, 1998; Leetun, Ireland, Willson, Ballantyne & Davis, 2004; Bolgia, Malone, Umberger & Uhl, 2008).

Este estudo tem relevância científica dado o interesse para a área da Fisioterapia uma vez que existem poucos estudos atuais que abordem a fase de apoio do salto vertical, nomeadamente na relação com a estabilidade articular do joelho. Assim, é crucial para o Fisioterapeuta a existência de análises que viabilizem a obtenção de informação válida da relação entre a ativação muscular da anca e joelho e a variação do ângulo de joelho durante o contato do pé com o solo, relacionada com o controlo da estabilidade articular nesta articulação durante esta tarefa motora.

A significância deste estudo é contribuir para o aprofundar do conhecimento da ativação muscular durante a fase de apoio do salto vertical a sua relação com a variação angular do joelho medida no plano frontal. Este aumento de conhecimento dos padrões de ativação muscular irá permitir que os Fisioterapeutas que intervêm neste tipo de situações, uma mais clara compreensão dos processos de estabilidade articular a decorrer e, deste modo, a tomada de decisões mais ponderadas.

Desta forma e, atendendo a esta área do conhecimento ainda pouco explorada, o objetivo deste estudo é descrever se existe relação entre a ativação muscular (medida pela recolha eletromiográfica do reto anterior, dos isquiotibiais e do grande glúteo) e a variação da angulação do joelho durante a fase de apoio do salto vertical no plano frontal (medida pela análise cinemática de vídeo) através de um Estudo Piloto.

2. Enquadramento Teórico

2.1 Conceito de Estabilidade Articular e Medida de Rigidez Dinâmica

A estabilidade articular pode ser definida como a habilidade da articulação em retornar ao seu estado original após sofrer uma perturbação, ou seja é a capacidade de uma articulação em manter uma posição angular de acordo com determinado percurso motor, que se encontra dependente da resistência oferecida pelos tecidos moles a momentos externos durante uma tarefa motora, mas também à capacidade das estruturas musculares de resistirem a forças que atuam nessa articulação, permitindo que o indivíduo realize as suas atividades funcionais, a partir da relação entre os componentes estáticos e dinâmicos (Gardner- Morse & Stokes, 2001; Riemann, DeMont, Ryu & Lephart, 2001; Lee, Rogers & Granata, 2006; Gabriel, Abrantes, Granata, Bula-Cruz, Melo-Pinto & Felipe, 2008; Atalaia & Abrantes, 2009; Atalaia & Abrantes, 2010).

Estático é o que define um sistema sem velocidade de translação ou velocidade angular. Estável é uma característica de um sistema que tende para um ponto de equilíbrio, ou seja constitui-se um sistema com auto controlo que exerce influência dinâmica e recebe informações dos seus componentes de forma a tender para uma situação estável. Estabilidade seria o estado de equilíbrio, onde a resistência da aceleração linear e angular devem ser mencionadas, tornando o corpo com maior ou menor estabilidade. Alguns sistemas mecânicos são estáveis, isto é, atuam de forma a recuperarem o equilíbrio e um sistema mecânico é tanto mais estável quanto maior for a sua capacidade de recuperar o equilíbrio perdido após a finalização da ação de forças externas que levam a essa quebra (Carpenter, 2005; Abrantes, 2007; Atalaia & Abrantes 2009; Atalaia & Abrantes, 2010).

Sendo assim, a estabilidade de um corpo perante determinada situação consiste na sua capacidade em conservar o seu estado de estabilidade recorrendo às suas próprias “estratégias” numa determinada tarefa motora. A tendência para uma posição de estabilidade é característica do ser humano em geral e de um indivíduo com um objetivo mecânico definido para o seu desempenho. No decorrer de uma tarefa motora, a estabilidade que ocorre numa articulação tem como objetivo manter os segmentos anatómicos adjacentes numa posição angular adequada durante todo o deslocamento.

Seguindo esta linha de pensamento, que se compreende como estabilidade articular? Quando se descreve uma situação de estabilidade articular?

Em termos gerais, a estabilidade articular resulta da capacidade motora de controlar os elementos que atuam em cada um dos complexos articulares, sobre os elementos ativos (ou neuromusculares) associados ao efeito nos elementos passivos (propriedades mecânicas dos materiais que compõem esses complexos articulares). O controlo sobre os agonistas e antagonistas que atuam sobre uma articulação em estudo permite ao executante controlar o deslocamento intersegmentar de acordo com o seu objetivo motor, adaptando a velocidade angular ao objetivo de acordo com a informação combinada de *feedback* e *feedforward*, permitindo integrar e emitir ordens de controlo efetivas, eficazes e, se possível, eficientes (Docherty, Arnold, Zinder, Granata & Gasneder, 2004; Abrantes, 2007; Abrantes, 2008; Abrantes, 2009; Atalaia & Abrantes, 2009).

Este efeito permite ao executante um determinado grau de concretização do objetivo de deslocação ou posição intersegmentar, proporcionando segurança e solidez na de execução dentro dos parâmetros que permitem a estabilidade geral do corpo e fornecem a margem de confiança de que o desempenho é mais confortável do que realizado em limites dinâmicos muito próximos de processos que provocam lesão. Se se considerar que a capacidade em manter a articulação estável depende, essencialmente da relação produzida entre o momento de força desestabilizador e as capacidades das estruturas musculares e articulares que se encontram disponíveis para contrariar esses desequilíbrios, ter-se-á acesso aos dados de rigidez através da variação angular intersegmentar que se encontra associada a momentos de força de tensão produzidos (Abrantes, 2008; Abrantes, 2009).

Os autores Gabriel *et al.* (2008) consideram que a rigidez poderá ser um indicador de estabilidade articular, uma vez que reflete a capacidade da articulação em responder a uma perturbação ou a deslocamentos angulares. Ao analisar-se o comportamento mecânico da articulação, incluindo a co-contração, é importante determinar a rigidez associada aos deslocamentos intersegmentares com o executante em fase de apoio no solo. Segundo inúmeros autores que estudam a "*dynamic joint stiffness*" (traduzido como a rigidez dinâmica articular), referem que pode ser definida como a atividade muscular e das estruturas articulares como reação a forças externas, mas de forma a manter o deslocamento angular intersegmentar adequado ao objetivo da tarefa (Davis & DeLuca, 1996; Farley, Houdijk, Strien & Louie, 1998; Reimann *et al.*, 2001; Hansen, Childress, Miff, Gard & Medsplay, 2004; Gabriel *et al.*, 2008; Abrantes, 2009). Desta forma, a rigidez dinâmica resulta da associação do controlo sobre os componentes neuromusculares com as propriedades mecânicas dos materiais (Abrantes, 2007).

As oscilações produzidas pelo corpo numa posição quasi-estática (situação de vai vem em torno da posição neutra) permitem descrever de forma indireta a rigidez e o controlo postural, uma vez que as forças de tensão são nulas entre os corpos de contato, ou seja, existe ausência de produção de energia mecânica na respetiva interface (Abrantes, 2006).

Alguns autores desenvolveram também estudos em que referenciaram as diferenças entre os géneros na rigidez muscular. Estes autores verificaram que a diminuição da efetividade da rigidez muscular no género feminino em relação ao masculino, encontra-se relacionada com o aumento da amplitude de movimento e diminuição da estabilidade articular passiva (Granata, Padua & Wilson, 2002). Também foram registadas diferenças entre os géneros no estudo desenvolvido por Gabriel *et al.* (2008).

Como funciona então a estabilidade do joelho?

A capacidade do joelho em manter-se estável quando submetido a cargas que mudam rapidamente durante as atividades, resulta da integração geométrica articular, das restrições dos tecidos moles, das cargas aplicadas na articulação e da ação muscular. A orientação e propriedades materiais dos ligamentos, cápsula e músculos contribuem significativamente para este fenómeno, como preparação e resposta a cargas através dos sistemas de *feedback* e *feedforward* (Williams, Chmielewski, Rudolph, Buchanan & Snyder-Mackler, 2001; Jatin, 2007).

A estabilidade articular no joelho é fornecida pelos estabilizadores passivos (forças na cartilagem/osso, ligamentos e cápsula) e estabilizadores ativos (quadricípete, isquiotibiais e gêmeos). Esta articulação fica estável em extensão devido ao alinhamento articular, à congruência das superfícies articulares e ao efeito da gravidade sobre a articulação. Em qualquer posição de flexão, a articulação tíbio-femural fica móvel e requer a estabilização dada pela cápsula, ligamentos e músculos que a cercam (Hamill & Knutzen. 1999; Jatin, 2007).

A co-ativação teoricamente é importante para auxiliar a estabilização das articulações e diminuir a tensão ligamentar, parecendo ser um mecanismo de defesa importante uma vez que à medida que aumenta a rigidez articular e se verifica um ganho de estabilidade, aumenta a resistência da articulação ao deslocamento protegendo-se o joelho contra lesões músculo-esqueléticas (Solomonow & Krogsgaard, 2001; Granata *et al.*, 2002; Alcino, Viana, Fonseca, Bricio & Vaz, 2004; Jatin, 2007).

No joelho, a co-contração dos isquiotibiais e do quadricípete é proposta como mecanismo de proteção da articular, não só contra a gaveta anterior excessiva, mas também contra a dinâmica da extremidade inferior, o valgismo. Os défices de força

necessária para resistir ao contato inicial com o solo ou défices de ativação dos isquiotibiais podem diretamente limitar o potencial de co-contracção muscular, que se assume como protecção ligamentar (Hewett *et al.*, 2005).

A estabilidade dinâmica neste segmento articular ocorre quando existe não só uma co-contracção entre os grupos anteriores e posteriores mas também pela ação muscular desempenhada pelos músculos da anca, que devem controlar os movimentos de joelho no plano frontal (Powers, 2010).

A fadiga muscular é um dos fatores que mais afeta a estabilidade dinâmica dos membros inferiores nas modalidades desportivas, nomeadamente é responsável pelo aumento de lesões no joelho especialmente do LCA. Os efeitos da fadiga aumentam o risco de lesão, prejudicam o desempenho num salto (por exemplo na altura) e no desempenho muscular (Ortiz, Olson, Etnyre, Trudelle-Jackson, Bartlett & Venegas-Rios, 2010).

2.2 Ângulo de varo e valgo de joelho

Os termos varo e valgo são utilizados para descrever posições do joelho no plano frontal (Shultz, 2008). O valgo trata-se de um desvio medial da articulação e o varo de um desvio lateral (Whiting & Zernicke, 2008). A orientação oblíqua do fémur deve-se ao ângulo natural de 125° e, uma vez que a orientação proximal da tíbia é quase horizontal, o joelho forma um ângulo na sua face lateral de cerca de 170° a 175° este alinhamento normal no plano frontal é designado de genu valgo (figura 2.1 – A). As alterações no alinhamento normal do joelho não são incomuns, designando-se um ângulo lateral inferior a 165° de genu valgo excessivo (figura 2.1 – B) e um ângulo que exceda os 180° é designado de genu varo (figura 2.1- C) (Kapandji, 2000; Neumann, 2002).

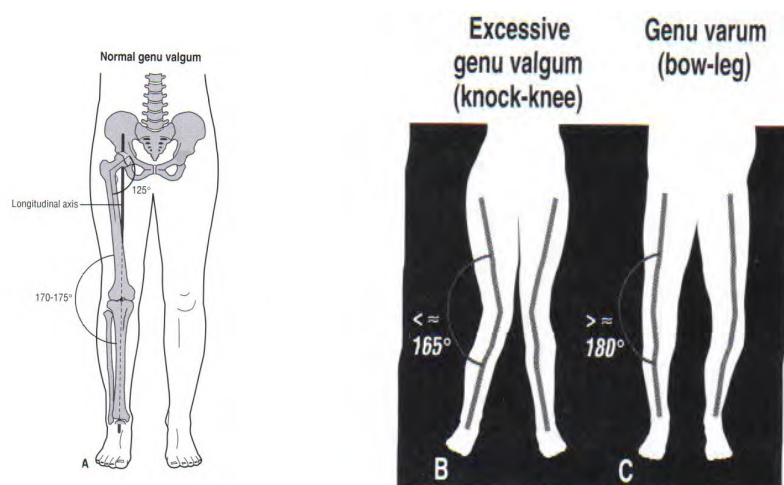


Figura 2.1 – Alterações no plano frontal no joelho. A, Geno Valgo normal; B e C ilustram as alterações excessivas no joelho no plano frontal. (Adaptado de Neumann, 2002).

Como já referido, o quadricípite é o grupo muscular dominante no joelho. A presença de varo ou valgo pode predispor este músculo a ser menos eficaz no aparelho extensor se o tendão quadricipital for direcionado medial (varos) ou lateralmente (valgo) com perda de força para tracionar a patela proximamente. No entanto, quer o varo ou o valgo são responsáveis pelas alterações da posição da zona plantar no pé e pelo aumento do desequilíbrio no plano frontal (Nyland *et al.*, 2002; Powers, 2010).

O movimento de varo é resistido principalmente pelos tecidos moles laterais, nomeadamente pela banda iliotibial e pelo ligamento lateral externo. Para além de aumentar a tensão nestas estruturas, o momento em varo cria forças compressivas no compartimento medial em relação ao lateral. A abdução da anca poderá aumentar a tensão sob a banda iliotibial aumentando-se o seu estiramento (Powers, 2010).

Atualmente, os estudos têm ênfase nas diferenças biomecânicas existentes entre os géneros, nomeadamente nos diferentes padrões de ativação muscular e dos diferentes movimentos adotados durante determinado gesto motor (Ferber, Davis & Williams, 2003; Zazulak, Ponce, Straub, Medvecky, Avedisian & Hewett, 2005). Foi referido por Powers (2003) que as alterações biomecânicas da anca podem ser considerados como possíveis fatores etiológicos da SPF, devido ao movimento de rotação interna e adução excessiva desta articulação durante atividades em cadeia cinética fechada que aumentam o Ângulo Q e alteram a trajetória patelar, predispondo o desenvolvimento de dor na articulação patelofemoral.

A diferença entre os géneros nos ângulos de valgo do joelho durante os gestos desportivos e as posturas adotadas pelas mulheres previamente à receção ao solo, devido às diferenças de contração dos músculos periarticulares do joelho e da anca, que contribuem para a disparidade de lesões entre os géneros (Malinzak, Colby, Kirkendall, Yu & Garrett, 2001; Ferber *et al.*, 2003; Ford, Myer & Hewett, 2003; McLean, Huang & van den Bogert, 2005).

2.2.1 Valgo dinâmico de joelho

O valgo dinâmico é um termo utilizado para descrever uma posição do joelho no plano frontal que impede o correto alinhamento dinâmico desta articulação durante a realização de atividades funcionais.

Embora exista algum debate sobre a cinemática da bacia ou controlo motor, ambos os aspetos devem ser considerados na implementação de um plano de reabilitação ou de

prevenção de lesões. Os movimentos anormais no fêmur podem ter efeitos diretos sob a cinemática articular tibio-femoral e colocar em tensão os tecidos moles responsáveis pela ligação entre a tíbia e a extremidade distal do fêmur. A adução e rotação interna excessiva da anca durante a carga, afetam a cinemática de todo o membro inferior provocando movimento medial do centro do joelho em relação ao pé. Como o pé se encontra fixo ao solo, existe um movimento de abdução da tíbia e pronação do pé, resultando no valgo dinâmico de joelho (Powers, 2010).

Alguns autores têm sugerido que as alterações dos músculos da anca também podem estar associadas aos ângulos de valgo, que podem contribuir para lesões do LCA e SPF. Pois, uma diminuição do controlo desta articulação poderá causar alterações da dinâmica do membro inferior, bem como do posicionamento da patela dentro da tróclea femoral (Prins & van der Wuff, 2009; Powers, 2010).

Os movimentos mediais e laterais do tronco podem influenciar diretamente o posicionamento do joelho no plano frontal, sendo um dos fatores primordiais a estabilidade pélvica. Durante as tarefas dinâmicas, os movimentos excessivos do tronco no plano frontal e sagital podem induzir ajustamentos compensatórios devido à fraqueza muscular da anca e/ou falta de controlo pélvico. Os músculos que mantêm a bacia no plano frontal (abdutores da anca) desempenham um papel muito importante e, quando se melhora o seu desempenho obtêm-se um melhor alinhamento durante as atividades unipodais, que por sua vez protegem o joelho de movimentos no plano frontal. No que diz respeito ao plano sagital, pode ocorrer uma inclinação anterior excessiva da bacia (por exemplo grande glúteo, isquiotibiais e abdominais) e/ou tensão nos flexores da anca podem provocar lordose lombar compensatória (Powers, 2010).

De acordo com alguns autores, parece existir associação entre as disfunções do pé e as alterações cinemáticas do membro inferior. Um dos aspetos mais determinantes nesta afirmação aponta para a relação: pronação do pé – rotação externa da tíbia – rotação interna do fêmur (Powers, Chen Reischl & Perry, 2002). A pronação excessiva do pé vai condicionar o mecanismo de rotação externa da tíbia, desencadeando-se como estratégia compensatória rotação interna acrescida por parte do fêmur. Concludentemente, a excessiva rotação interna do fêmur irá desencadear um desvio interno da patela em relação ao eixo longitudinal do fêmur, com a linha do tendão patelar e tuberosidade anterior da tíbia, aumentando o Ângulo Q e o vetor valgo do joelho (Powers, 2003). No entanto, no estudo realizado por Powers *et al.* (2002), em que se realizou a análise da relação cinemática entre a pronação excessiva do pé e a rotação excessiva da tíbia, concluíram que não existem diferenças significativas entre os indivíduos com SPF e assintomáticos.

Alguns autores sugerem que ângulos mais elevados de valgo em atletas do gênero feminino são representativos de compensações em que existe insuficiência dos extensores da anca para desacelerar o centro de massa corporal durante um salto vertical. Em contrapartida, as mulheres que recrutavam mais os extensores da anca para absorver o impacto tiveram menores ângulos de valgo de joelho. Embora a força dos extensores de anca não tenha sido quantificada, foi proposto que os extensores da anca foram incapazes de contribuir adequadamente para a desaceleração do centro de massa corporal durante a recepção ao solo e que os indivíduos podem compensar mais com o quadríceps e com os componentes passivos (ligamentos) no plano frontal para absorver as forças de impacto (Pollard, Sigward & Powers, 2010).

2.3 Salto Vertical

A fase de apoio (momento em que o pé se encontra em contato com o solo) do salto vertical é uma das tarefas motoras com execução dinâmica da estabilidade articular do varo/valgo de joelho. Desta forma, a fase de apoio engloba a Fase Descendente do salto vertical (fase excêntrica da recepção ao solo) e Fase Ascendente (fase concêntrica da recepção ao solo).

O salto vertical e, conseqüente recepção ao solo é uma ação motora bastante importante em várias modalidades desportivas (como o voleibol, basquetebol, atletismo, etc), sendo que em algumas delas ele é parte importante de ações motoras mais complexas e, portanto o seu desempenho é crucial no sucesso dos atletas. Neste sentido e tendo em conta a sua importância, os estudos realizados visam explicar as variáveis que determinam o desempenho desta ação motora (Bobbert & Van Soest, 1994; Hasson, Dugan, Doyole, Humphries & Newton, 2004; Hewett *et al.*, 2005).

No mundo desportivo, o salto vertical pode ser utilizado como avaliação da capacidade de força explosiva e da habilidade para usar essa força (Carvalho, 2008). A realização desta ação motora é complexa e requer a coordenação rápida e harmonizada dos segmentos corporais, em primeira instância para a impulsão, seguindo-se a fase de voo e posteriormente a recepção ao solo. O critério principal para a eficiência do salto vertical é a altura do salto que depende da velocidade do centro de gravidade do saltador no momento em que os pés saem do chão. Para além de manter o equilíbrio, a tarefa dos músculos na impulsão é acelerar o centro de gravidade para cima na direção vertical para que o corpo seja expandido nessa posição (Lenarcic, 2007).

A execução segura do movimento de recepção ao solo depende de uma complexa relação entre fatores cinéticos, cinemáticos e neuromusculares. No contato com o solo, a

velocidade do centro de massa corporal aumenta rapidamente. Isto faz com que o joelho seja submetido a elevadas forças de reação ao solo verticalmente, às forças de tensão anterior, ao momento flexor e ao momento de valgo (Shin, Chaudhari & Andriacchi, 2009). A aplicação de todas estas forças é extremamente nociva para as estruturas internas do joelho (Yeow, Ng, Cheong, Lee & Goh, 2009). Neste sentido, alguns investigadores têm sugerido a necessidade de desenvolver métodos que avaliem e quantifiquem os movimentos do joelho durante a receção ao solo a fim de relacionar o desempenho dos atletas nesta tarefa comum ao desporto, com os padrões de controlo neuromuscular nocivos (Hewett *et al.*, 2005).

Num salto quando o tronco se encontra mais fletido, o vetor das forças de reação encontra-se anteriorizado, aumentando o recrutamento dos extensores da anca, diminuindo o recrutamento sob os extensores de joelho. Com o tronco mais ereto, ter-se-á o efeito oposto, aumentando-se o recrutamento sob os extensores de joelho e diminuindo o recrutamento dos extensores de anca. A tendência da anca é realizar adução, rotação interna e flexão durante a sustentação do peso. Este movimento triplanar é comumente observado durante a aceitação da carga que decorre em atividades como correr ou a receção ao solo de um salto. Numa análise tridimensional, o grande glúteo pode fornecer estabilidade da anca, resistindo aos movimentos de flexão, adução e rotação interna da anca. Em contraste, o médio glúteo tem a função de estabilizar o fémur e a bacia no plano frontal e pode assistir na extensão e rotação externa da anca (Powers, 2010).

Durante a adolescência existe um efeito de equilíbrio entre o varo e o valgo de joelho. Nos atletas que apresentam varo ou valgo para que a sua participação seja eficiente em modalidades que implicam corrida e saltos, existe um alinhamento compensatório por parte das articulações da bacia, tornozelo, subtalar e metatarsos. O alinhamento compensatório da extremidade inferior promove a eficiência muscular na absorção das forças de impacto, na realização de forças propulsivas e modelos de ativação muscular para manter o equilíbrio (Nyland *et al.*, 2002).

Tanto os indivíduos masculinos como femininos têm apresentado um joelho em valgo na fase de receção ao solo durante um salto, sendo mais frequente no género feminino (Zazulak *et al.*, 2005; Russell, Croce, Swartz & Decoster, 2007; Whiting & Zernicke, 2008 citado por Haines, 2010).

Na fase de voo do salto, as mulheres apresentam ângulos de flexão de joelho menores em comparação com os homens. Este aspeto diminui o tempo para que se atinja o pico máximo de flexão do joelho, que é necessário para a absorção de forças durante a receção ao solo (Krosshaug *et al.*, 2007; Yu, Lin & Garrett, 2006). Estas alterações são somadas à existência de maiores ângulos em valgo, movimentos de rotação interna do

fêmur e deslocamento anterior do joelho (Ford, Myer, Smith, Vianello, Seiwert & Hewett, 2006; Sigward & Powers, 2006). Como resultado, há um aumento nas forças de reação ao solo, que são menos absorvidas pelo quadríceps, expondo o joelho à sobrecarga (Schimitz, Kulas, Perrin, Riemann & Shultz, 2007).

Por outro lado, alguns estudos não observaram diferenças cinemáticas entre os gêneros (Cowling & Steele, 2001; Urabe *et al.*, 2005; Orishimo *et al.*, 2009). No entanto, Fagenbaum & Darling (2003) obtiveram maiores ângulos de flexão nas mulheres que nos homens. Esta discrepância entre os estudos pode estar relacionada com a grande variabilidade entre os participantes das amostras, uma vez que as estratégias adotadas podem ser condicionadas através do treino de técnicas de recepção ao solo.

2.3.1 Ações Musculares no joelho durante a fase de Apoio do Salto Vertical

Na recepção ao solo, o joelho é submetido a forças com intensidades potencialmente nocivas (Yeow *et al.*, 2009). Com o objetivo de absorver essas forças e proteger as estruturas articulares internas, são desenvolvidas estratégias pelos centros de controle motor durante os instantes de pré e pós-recepção do salto. Estas estratégias são caracterizadas pela co-ativação do quadríceps e dos isquiotibiais. Antes do impacto com o solo, a ativação muscular é responsável pela preparação muscular ao impacto. Após o impacto com o solo, a ativação do quadríceps é responsável pela desaceleração do movimento mas, a sua contração provoca um aumento significativo das forças anteriores aplicadas no joelho. Estas forças devem ser contrapostas pelos isquiotibiais, que apresentam um papel fundamental na estabilização e proteção do LCA, uma vez que diminuem a tensão imposta sobre o ligamento ao impedir o deslocamento anterior da tibia (Li, Rudy, Sakane, Kanomori, Ma & Woo, 1999; Bryant, Creaby, Newton & Steele, 2008). Desta forma, a co-contração dos músculos do joelho permite a sua proteção durante as atividades dinâmicas, aumentando a rigidez articular e promovendo a estabilidade articular dinâmica (Solomonow & Krogsgaard, 2001; Jatin, 2007).

Existem muito poucos estudos que avaliem a atividade mioelétrica no joelho anterior e posteriormente. A ativação excessiva do quadríceps sobre os músculos posteriores da coxa é um fator de risco para lesões do LCA. A co-ativação destes dois músculos protege a articulação do joelho, não só contra a gaveta anterior excessiva, mas também contra a dinâmica da extremidade inferior, o valgismo (Hewett *et al.*, 2005; Zebis, Andersen, Bencke, Kjaer & Aagaard, 2009).

Os músculos responsáveis pela extensão do joelho, permitem contrair e desacelerar excentricamente. O quadricípete realiza a extensão do joelho e é um dos grupos musculares mais fortes do corpo. Este grupo muscular pode ser até três vezes mais forte que o seu antagonista – os isquiotibiais- devido ao seu envolvimento em acelerar negativamente o joelho e contrair-se continuamente contra a gravidade (Hamill & Knutzen, 1999; Li *et al.*, 1999; Carpenter, 2005; Bryant *et al.*, 2008).

A contração do quadricípete reduz a tensão sobre o ligamento colateral medial e trabalha com o ligamento cruzado posterior para impedir o deslocamento posterior da tibia, sendo antagonista do LCA. O vasto lateral é a porção que aplica forças laterais à patela e, o vasto medial é o estabilizador medial da patela. A literatura indica que o quadricípete medial é seletivamente ativado nos últimos graus de extensão, contudo tem-se comprovado que não é verdade. Não existe ativação seletiva dos vastos mediais nos últimos graus de extensão e ambos contraem igualmente através da amplitude de movimento. O reto femoral não contribui significativamente para a extensão do joelho, apenas se a anca se encontrar em extensão (Neumann, 2002).

O principal grupo muscular que contribui para a flexão do joelho são os isquiotibiais. A sua ação pode ser bastante complexa porque se trata de músculos biarticulares que trabalham na extensão da anca. A sua função também corresponde à rotação do joelho devido às suas inserções. A rotação interna da tibia é produzida pelo sartório, grácil, semitendinoso, semimembranoso e popliteu. A força de rotação interna é maior aos 90° de flexão joelho e diminui cerca de 59% na extensão completa. O bícipete femoral contribui para a rotação externa da tibia (Neumann, 2002).

Alguns estudos defendem também que a rotação interna da anca aumenta a sobrecarga na articulação patelo-femoral, devido a fraqueza muscular dos rotadores externos. O grande glúteo é o principal rotador externo e extensor e a sua fraqueza contribui para o aumento da rotação interna (Souza & Powers, 2009).

Durante a realização de um salto, a interação entre os padrões de controlo motor por *feedback* e *feedforward* são fundamentais para o ajuste da rigidez muscular e manutenção da estabilidade articular (Kamibayashi & Muro, 2006). Durante a fase de vôo do salto, tem-se observado que a regulação da atividade muscular é previamente programada para preparar a articulação para o impacto e para a absorção das forças de reação ao solo (Duncan & McDonagh, 2000; Liebermann & Hoffman, 2005; Galindo *et al.*, 2009).

No contato com o solo, esta atividade muscular consciente pode interagir com mecanismos reflexos para o controlo das forças abruptas incidentes sobre a articulação, uma vez que a atividade reflexa ocorre com determinado atraso (Santello, 2005; Zuur *et al.*, 2010).

O controlo muscular dinâmico do alinhamento do joelho, especificamente as diferenças do recrutamento muscular e força podem ser parcialmente responsáveis pela disparidade de incidência de lesões do LCA relativamente ao género. Na receção ao solo, as mulheres apresentam maior adução e rotação interna da anca, que cria um alinhamento em valgo. Segundo alguns autores, as mulheres demonstram maior ângulo valgo dinâmico durante as atividades desportivas (Ford *et al.*, 2003; Zazulak *et al.*, 2005).

Em 1989 Moura refere que, quando se abordam grupos musculares durante o salto é necessário dividir o movimento em duas fases distintas: a fase descendente a fase ascendente. Na fase descendente existe uma retropulsão com hiperextensão dos membros superiores, extensão do cotovelo, flexão das ancas e joelhos e flexão dorsal da tibiotársica. Nesta fase, os músculos posteriores da coxa não são responsáveis pela flexão do joelho e esta acontece devido ao relaxamento dos glúteos e devido ao alongamento do quadríceps agonista da extensão. Daqui resulta a nomenclatura de musculatura extensora, visto os músculos extensores serem os principais intervenientes não só na extensão do joelho como também na flexão. No que diz respeito à fase ascendente, realizam-se exatamente as ações contrárias à fase descendente, ou seja, antepulsão com flexão dos membros superiores, extensão do tronco, da coxa e joelhos e flexão plantar da tibiotársica.

Acredita-se que a ativação muscular na receção ao solo pode ser comandada por processos pré-programados que dependem apenas de informações visuais instantâneas e não contínuas. Os estudos realizados por Santello, McDonagh & Challis (2001) e Liebermann & Hoffman (2005), demonstram que o tempo de atividade muscular preparatória é semelhante nas condições com e sem influência da visão em saltos de alturas baixas (até 130cm) mas que podem ser modelados pelo tempo e altura da queda. As estratégias cognitivas de movimento controladas por *feedback* tornam-se provavelmente dominantes com a prática, ou seja, são condicionadas pelo conhecimento e aprendizagem da tarefa realizada.

3.1 Objetivos do Estudo

3.1.1 Objetivo Geral

O objetivo deste estudo consiste em descrever se existe relação entre a ativação muscular (do reto anterior, isquiotibiais e do grande glúteo) e a angulação do joelho durante a fase de apoio do salto vertical no plano frontal quando se realizam multisaltos, num Estudo Piloto. Para este efeito é esperado estabelecer correlações entre a ativação muscular e a variação de um maior ou menor ângulo de valgo de joelho durante a fase do salto. A presença destas correlações é crucial na compreensão da estabilidade do joelho, consistindo como base de transferência de conhecimento para a área da Músculo-Esquelética que tenham como parte integrante a realização de saltos.

3.1.2 Objetivos específicos

- Caracterizar a fase de apoio do salto vertical, descrevendo-se o comportamento do joelho nos multisaltos, estabelecendo-se a correlação entre a ativação muscular e a angulação no plano frontal de ambos os joelhos;
- Descrever quais são os músculos que apresentam maior ativação durante na fase de apoio do salto vertical quando o executante realiza multisaltos;
- Descrever se existem ou não diferenças estatisticamente significativas na ativação muscular entre os dois membros inferiores;
- Caracterizar a estabilidade articular do joelho durante a fase de apoio do salto vertical, dada pela relação entre a ativação muscular e a variação angular do joelho no plano frontal;
- Contribuir para o conhecimento em Músculo-Esquelética.

3.2 Hipóteses

H₁ – Existe correlação entre a ativação muscular (reto anterior, isquiotibiais e grande glúteo) e a angulação do joelho durante a fase de apoio do salto vertical;

H₂- Existem alterações nos executantes entre o membro inferior direito e o membro inferior esquerdo em relação a H₁.

H₃- Existem alterações associadas ao género dos executantes no que diz respeito a H₁.

3.3 Tipo de estudo

Tendo por base os objetivos e as hipóteses que foram definidos, este estudo enquadra-se nos estudos descritivos correlacionais (Pascoal, 2011).

3.4 População e Amostra

A população deste estudo é constituída por todos os saltos realizados por quatro executantes (dois do género feminino e dois do género masculino) que eram saudáveis, sem patologias atuais de joelho e não praticantes de competição desportiva.

Relativamente aos executantes, três são estudantes do Mestrado em Fisioterapia da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa e um é estudante da Licenciatura em Terapia Ocupacional na Escola Superior de Saúde do Alcoitão.

Os executantes foram incluídos no estudo por conveniência tendo por base:

- Ausência de patologia atual que possa influenciar ou inviabilizar a funcionalidade normal dos joelhos;
- Ausência de patologia cardiovascular que impeça a participação;

Aceitação na participação neste estudo com o correspondente Consentimento Informado preenchido e assinado (Apêndice 1).

Tal como descrito no estudo de Atalaia e Abrantes (2009), cada ato executado é único e apresenta uma estratégia de execução diferente de cumprir um determinado objetivo. Sendo assim, torna-se pertinente que se avalie cada salto como um ato exclusivo.

Para obtenção da amostra deste estudo, foram aplicados os critérios de inclusão e de exclusão dos saltos realizados pelos quatro executantes. Foram excluídos:

- os seis saltos iniciais por se considerar que o executante se estava a adaptar à tarefa. Para que exista um trabalho propriocetivo eficiente é necessário que exista aprendizagem motora, que explica as mudanças internas do indivíduo ao adquirir uma

habilidade , permitindo coordenação motora e equilíbrio de acordo com a necessidade de cada caso (Oliveira *et al.*, 2011).

- os seis últimos saltos por se considerar que nestes últimos o indivíduo poderia estar a entrar em fadiga. Os efeitos da fadiga aumentam o risco de lesão, prejudicam o desempenho num salto e o desempenho muscular (Ortiz *et al.*, 2010). Alguns autores também defendem que a fadiga muscular afeta adversamente a proprioção (Lee, Liao, Cheng, Tan & Shih, 2003; Tripp, Boswell, Gansneder & Shultz, 2004).

- os saltos em que o *switch* não se encontrava ativo, uma vez que não se saberia qual teria sido o momento da receção ao solo e devido à inexistência de sincronismo entre o *trigger* e a eletromiografia.

Desta forma, incluíram-se dez saltos de cada uma das séries realizadas por cada um dos executantes.

3.5 Variáveis de estudo

As variáveis em estudo foram a variação do ângulo no plano frontal e a eletromiografia referente ao reto anterior, isquiotibiais e grande glúteo em três momentos da fase de apoio:

- no momento do toque inicial dos pés com o solo;
- o momento de flexão máxima dos joelhos;
- o último contato do pé com o solo (momento da máxima extensão dos joelhos).

3.6 Variáveis de caracterização dos executantes

As variáveis de caracterização dos executantes incluem: a idade, o género, a altura, o peso, o IMC (Índice de Massa Corporal) e a prática desportiva (incluindo a frequência com que se realiza a modalidade e duração por cada treino).

3.7 Instrumentos da Recolha de dados

Tendo por base o estudo em causa, foi necessário recorrer a dois instrumentos de medida de forma a ser possível recolher os dados para a sua realização e para descrever as hipóteses estabelecidas. Sendo assim, seria necessário recorrer a instrumentos de medida que permitissem descrever a ativação muscular (reto anterior, isquiotibiais e grande glúteo bilateralmente) juntamente com a variação da angulação do joelho no plano frontal durante a

fase de apoio do salto vertical na realização de multisaltos. Desta forma, foi utilizada a eletromiografia (EMG) de superfície para analisar a ativação muscular e a câmara de vídeo para se obterem informações relativas à posição anatômica do joelho durante a fase de apoio.

3.7.1 Estudo Eletromiográfico do Valgo de joelho

A EMG é o registo da atividade elétrica da fibra muscular quando se realiza a sua contração. Apresenta inúmeras aplicações para a anatomia com o intuito de revelar a ação muscular em determinados movimentos e para a biomecânica como base de identificação das forças que atuam num segmento (Carpenter, 2005; Bartlett, 2007).

A EMG é o único método de avaliação objetiva da ativação muscular, fornecendo informações sobre o tempo ou a sequência da ativação de vários músculos em determinados movimentos desportivos. Ao registar a sequência da ativação muscular, permite o estudo dos vários fatores que se relacionam com a habilidade, como a atividade do agonista e antagonista e o início da atividade do antagonista no final de um movimento (Bartlett, 2007).

O sinal eletromiográfico fisiológico não é registado exclusivamente pois, como as suas características são modificadas pelos tecidos através dos quais passa para atingir os elétrodos que são utilizados na sua detenção. Os tecidos funcionam como um filtro, rejeitando alguns componentes do sinal (Bartlett, 2007).

Os fatores intrínsecos que podem influenciar a EMG são: fatores fisiológicos (que incluem as taxas de contração das unidades motoras, o tipo de fibra muscular, a velocidade de condução das fibras musculares e as características do volume muscular a partir do qual os elétrodos vão detetar o sinal), fatores anatómicos (diâmetros das fibras musculares e as posições das fibras de uma unidade motora em relação aos elétrodos). Relativamente aos fatores extrínsecos, podem ser controlados e incluem a localização dos elétrodos, a orientação dos elétrodos relativamente às fibras musculares e as características elétricas do sistema de gravação (Bartlett, 2007).

Os sinais elétricos que vão ser gravados são pequenos (da ordem dos 10 mV a 5 mV), sendo importante para fornecer um sinal para dirigir um dispositivo qualquer de gravação, é necessário a amplificação do sinal. O registo geral consiste em detetar os sinais elétricos (elétrodos), modificar o sinal (amplificador) e armazenar a resultante como forma de onda (gravador) (Bartlett, 2007).

Actualmente, a existência de tecnologias que permitem a aquisição de variáveis físicas que se tornam cruciais no processamento do de extração do sinal elétrico, permitindo

aprofundar estudos sobre o movimento humano. O processamento deste sinal pode ser realizado após a recolha do sinal ou este processamento pode ser feito em tempo real permitindo a recolha por *biofeedback* (Matias & Gamboa, 2005).

A localização dos sensores é descrita como uma linha traçada entre dois pontos anatómicos, desenvolvendo projeto SENIAM recomendações para a localização dos sensores. Estas recomendações incluem a localização longitudinal do sensor do músculo, recomendando-se que a colocação do sensor seja a meio da zona motora terminal distal (Hermens *et al.*, 1999).

Os eléctrodos são o primeiro elo de ligação na cadeia de gravação da EMG, sendo crucial a sua seleção e colocação. Na biomecânica desportiva os eléctrodos utilizados são predominantemente os de superfície, que podem ser passivos por não fornecer energia elétrica e ativo por ter uma fonte de alimentação. Os eléctrodos resistentes são utilizados principalmente em pesquisa clínica. Em comparação com outros eléctrodos, os de superfície não são apenas a forma mais segura, mais fácil de usar e mais aceitável para a pessoa em quem estão ligados, mas também, nos músculos superficiais fornecem a repetibilidade quantitativa quando se compara com os resistentes (Bartlett, 2007; Matias & Gamboa, 2005).

Os eléctrodos de superfície evitam a alteração das sensações intramusculares durante a contração muscular e permitem uma medida mais global sobre a sua totalidade (Carpenter, 2005). Segundo as recomendações *SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles)* os eléctrodos devem ser bipolares e a distância entre o centro dos dois eléctrodos deve ser de 20mm. No entanto, não recomendam qualquer forma particular do eléctrodo, devendo os usuários reportar o tipo ao fabricante (Stegeman & Hermens, sem data).

Na colocação das superfícies de deteção os pontos de obtenção de sinal eletromiográfico deverão estar devidamente limpos para permitir uma baixa impedância de contato com a pele por parte dos sensores de eletromiografia. É fundamental existir uma superfície de deteção do sinal num ponto neutro em termos de atividade muscular, sendo escolhidas zonas sem massa muscular (como o olecrâneo ou apófises espinhosas) ou no caso de não ser possível, uma zona que se saiba ter os músculos inativos (De Luca, 1997).

Após a recolha do sinal eletromiográfico, pode analisar-se os diferentes instantes de activação (*onset* muscular) de um ou mais músculos (análise temporal) ou no que diz respeito à intensidade de vários músculos num determinado movimento (amplitude) ou na análise da faiga muscular e tipo de fibras musculares (análise de frequência) (Matias & Gamboa, 2005)

3.7.1.1 Avaliação da Ativação Muscular

Foi concedido pela empresa Plux o sistema *bioPLUX Research* para recolha dos dados referentes à ativação muscular. Este sistema é fácil de transportar e apresenta uma bateria de Li-on de operação contínua até 12 horas. O *bioPLUX Research* permite receber o biosinal proveniente de oito canais analógicos com possibilidade de monitorizar até seis variáveis com o conjunto do sensor fornecido. Os sensores devem ser ligados aos canais de um a oito e o elétrodo de referência deve ser ligado ao respetivo canal (g), existindo também a possibilidade de ligar o *switch* ao canal (i/o) (Plux, 2012).

Este sistema pode ser utilizado por programadores para desenvolver aplicações personalizadas através do *Application programming interface* fornecido com o sistema, com acesso *RAW* para os dados adquiridos, podem ser utilizados vários programas para processamento em tempo real ou utilização após aquisição. A pesquisa *bioPLUX* é projetada para a pesquisa, investigação e fins de bolsas de estudo, seguindo as directivas: 2006/95/CE, 2004/108/CE e 1999/5/CE (Plux, 2012).

O *bioPLUX Research* visa fornecer o *biofeedback* e relaxamento e ajuda a reeducar a capacidade muscular durante sessões de reabilitação. No entanto, não pode ser utilizado como instrumento de medição, de diagnóstico ou auxiliar de diagnóstico (Plux, 2012).

Este dispositivo recolhe e digitaliza os sinais dos sensores colocados sobre a pele do utilizador, transmitindo-os via *Bluetooth* para o computador onde os sinais serão mostrados em tempo real. Estes sinais são processados e transformados em gráficos atraentes e animações que podem ser visualizados através do *software* de *biofeedback*. Os canais do *bioPLUX Research* são 12 bits, com uma frequência de amostragem de 1000Hz (Plux, 2012).

Para a recolha dos dados é necessário a instalação do *software MonitorPlux* no computador, que permite a visualização momentânea da ativação muscular de todos os canais no mesmo momento.

O sistema *bioPLUX Research* operacional é baseado em três princípios: conexão, aquisição e visualização. A finalidade deste sistema é fazer com que o uso do *biofeedback* seja prático e versátil, permitindo uma fácil aquisição pelo Fisioterapeuta através de gráficos agradáveis e melhorar a percepção do movimento pelo usuário durante a reabilitação (Plux, 2012).

3.7.2 Cinemática

Com base nas imagens podem obter-se dados de natureza morfológica e cinemática, integrados com os dados das forças externas, contribuem para a determinação do momento de força resultante em cada articulação ou o parâmetro tradutor da funcionalidade do sistema músculo-esquelético (Abrantes, 2009).

3.7.2.1 Avaliação do ângulo de Valgo de Joelho no plano frontal

Para ser possível observar esta angulação, foi registado através de uma câmara de vídeo num tripé que tinha como objetivo captar a posição do joelho no plano frontal durante a fase de apoio do salto vertical. Recorreu-se a uma câmara de vídeo do modelo DCR-TRV 140E/PAL da empresa *Sony* com uma frequência de amostragem de 25 Hz. Esta câmara possui também uma placa de recolha de sinal de vídeo em tempo real de forma a permitir a gravação da imagem no computador. A placa utilizada foi a *Not Only Tv* da empresa *ArcSoft* tendo sido utilizado o seu *software* – o *Total Média 3* para recolha do vídeo em tempo real.

Desta forma, criaram-se todas as condições para monitorizar o comportamento do joelho no plano frontal durante a fase de apoio do salto vertical em multisaltos.

3.8 Procedimentos

O presente estudo teve início em Setembro de 2011 com a apresentação na Unidade Curricular de Epidemiologia do Projeto que lhe deu origem. Posteriormente foi aprovado pelo Conselho Científico da Escola Superior de Tecnologias da Saúde de Lisboa. O tema em questão implicou a criação de condições experimentais inexistentes e a necessidade de mobilizar conhecimentos, equipamentos e a população em causa para efetuar o estudo piloto proposto.

Após a definição geral dos objetivos e o âmbito do estudo, o principal objetivo desta investigação foi descrever a estabilidade do joelho juntamente com a ativação muscular interveniente durante a fase de apoio do salto vertical. Desta forma, era necessário obter informações sobre a ativação muscular dos músculos intervenientes no controlo do joelho e anca e a variação angular no plano frontal, para se poder descrever esta relação.

Da relação entre estes valores, seria possível ponderar sobre como foi controlada a fase de apoio do salto vertical e, desta forma avaliar e descrever esta tarefa criando-se uma

correlação entre o comportamento eletromiográfico do joelho e anca e a variação angular correspondente.

Os instrumentos utilizados neste estudo como referido anteriormente foram: a EMG de superfície e uma câmara de vídeo. A EMG foi disponibilizada pela *Plux*, utilizando-se o sistema *MonitorPlux* para recolha dos dados de cada um dos executantes. Foi necessário compreender de forma detalhada a recolha dos dados, para facilitar a sua aquisição de forma mais rápida e eficiente. Para este efeito, foi realizada a 14 de Janeiro de 2012 uma demonstração pela empresa *Plux* sobre a utilização do aparelho em questão testando-se os grupos musculares que iriam ser avaliados num executante. Foi pedido à executante que realiza-se vários saltos de forma a ser possível estabelecer o local onde iria ser colocado o *bioPLUX Research* para que este não se solta-se durante a realização de cada ensaio, estabelecendo-se que iria ficar colocado nos calções de cada participante. Estabeleceu-se após este ensaio que os grupos musculares a serem analisados seriam: reto anterior, isquiotibiais, grande glúteo e gêmeo externo. A co-contração anterior e posterior possui um papel fundamental no controlo do joelho no contato com o solo, bem como a falta de ativação do glúteo encontra-se associada a um aumento da rotação interna da anca, daí serem estes os grupos musculares analisados. Relativamente aos isquiotibiais, como os seus constituintes se encontram muito próximos monitorizou-se o mais superficial.

O aparelho de eletromiografia foi cedido a 24 de Fevereiro de 2012, recolhendo-se os dados no dia seguinte nas instalações da Escola Superior de Tecnologias da Saúde de Lisboa, sendo a população constituída por alunos do Mestrado em Fisioterapia e Licenciatura em Terapia Ocupacional. Após a exploração do programa de eletromiografia para recolha dos dados (*MonitorPlux*) e da sua instalação no computador pessoal do responsável pela execução deste projeto, estabeleceu-se a área em que cada executante iria realizar os saltos era de 1m^2 medida através de fita métrica (figura 3.2), que tinha como finalidade que o executante não se afastasse da zona de amostragem e para que soubesse onde tem que aterrar. A câmara de vídeo para recolher informação sobre o comportamento angular do joelho no plano frontal, foi colocada a uma distância suficiente para que não se perder nenhum movimento do campo de imagem quando o executante saltasse. Foram testados todos estes procedimentos antes do início da recolha de dados. Como não existiu nenhuma intercorrência, procedeu-se à recolha dos dados de cada executante e iniciou-se a sua recolha.



Figura 3.2 – Visualização da área de salto

Antes do início do ensaio, realizou-se o levantamento dos dados do executante, de forma a perceber a sua condição clínica no momento em que vai ser realizada a avaliação. Estes parâmetros foram fundamentais para saber se o executante seria incluído ou excluído do estudo.

Após a verificação de algumas questões que poderiam excluir o indivíduo à partida, procedeu-se à explicação do estudo que está a ser realizado, qual a sua importância sendo dada a oportunidade ao executante de colocar alguma questão. Após a sua resposta positiva foi-lhe dado o Consentimento Informado (Apêndice 1), para aceitação do estudo em causa. A Declaração do Consentimento Informado encontra-se de acordo com o padrão dois dos Padrões de Prática da Associação Portuguesa de Fisioterapeutas (APF, 2005).

Seguidamente iniciou-se a recolha de dados em que para cada executante existiu o preenchimento da folha registo que se encontra em apêndice (Apêndice 2) no qual se preencheram os procedimentos gerais. Na folha de registo existiam dados referentes a:

- Recolha de dados identificativos e antropométricos:
 - Nome;
 - Idade;
 - Género;
 - Peso;
 - IMC.
- Atribuição da identificação do executante no registo de vídeo e no registo de eletromiografia;
- Verificação da lateralidade de cada executante;

- Colocação dos elétrodos bilateralmente a nível do reto anterior, grande glúteo e isquiotibiais com execução do respetivo teste muscular para cada músculo a ser estudado;
- Período de treino do *setup* experimental de forma a verificar as condições ótimas de registo;
- Execução de 3 ensaios de 22 saltos múltiplos com período de descanso entre cada um deles.

Todos os ensaios e todas as séries foram realizados com os executantes descalços para não se comprometer o sistema de equilíbrio e proprioção (Alonso, Brech & Greve, 2010). A presença de superfícies mais macias para o amortecimento dos saltos, fazem com que o salto perca a especificidade pelo aumento da transição entre as fases (excêntrica e concêntrica) (Ugrinowitsch & Barbanti, 1998). Desta forma, excluiu-se a utilização de qualquer material e de qualquer calçado.

Estabeleceu-se que cada salto seria um ato único executado por cada indivíduo uma vez que, uma vez que cada executante pode apresentar estratégias diferentes de cumprir um objetivo. Desta forma, é pertinente que se analise cada ensaio como uma estratégia única (Atalaia & Abrantes, 2009 & 2010). Seguindo esta linha de pensamento, estabeleceu-se que cada salto seria um ato único e que os executantes dariam em cada salto o seu máximo e, sendo assim não foi realizada a contração isométrica máxima.

Para testar todas estas aplicações, foi realizado o primeiro ensaio no primeiro executante, que constituiria o primeiro estudo piloto. Nesta recolha simulou-se a colocação dos elétrodos, o comando verbal que era dito ao executante em cada um dos saltos executados, a posição inicial em que seriam iniciados os saltos e a utilização do *switch* que foi acionado assim que o pé entrava em contato com o solo.

Relativamente aos elétrodos, utilizaram-se os cedidos pela empresa: os de superfície. Inicialmente seriam colocados 8 elétrodos (4 em cada membro inferior) a nível do reto anterior, grande glúteo, isquiotibiais e gêmeo externo. Como o quite só apresentava 6 canais disponíveis, excluiu-se em consenso com os Orientadores o gêmeo externo da recolha de dados. Após a desinfeção da pele com álcool e verificação da ausência de pêlos para reduzir a impedância, procedeu-se à realização do teste muscular para identificação do ventre muscular de cada um dos grupos em estudo. Seguiu-se a colocação dos elétrodos realizada por um *expert* de acordo com os dados presentes na tabela 3.1 e que se encontra demonstrada na figura (3.3). Estabeleceu-se que todos os elétrodos seriam colocados na metade acima de cada ventre muscular de cada músculo em causa com 20mm de distância entre ambos.

Tabela 3.1 – Colocação dos elétrodos

<u>Canal 1</u>	½ Reto Anterior Dto	<u>Canal 5</u>	½ Reto Anterior Esq
<u>Canal 2</u>	½ Isquitibiais Dto	<u>Canal 6</u>	½ Isquitibiais Esq
<u>Canal 3</u>	½ Glúteo Dto	<u>Canal 7</u>	½ Glúteo Esq
<u>Canal 4</u>	Sem correspondência	<u>Canal 8</u>	Sem correspondência
<u>Canal g</u>	Processo Espinoso de C ₇	<u>Canal i/o</u>	<i>switch</i>

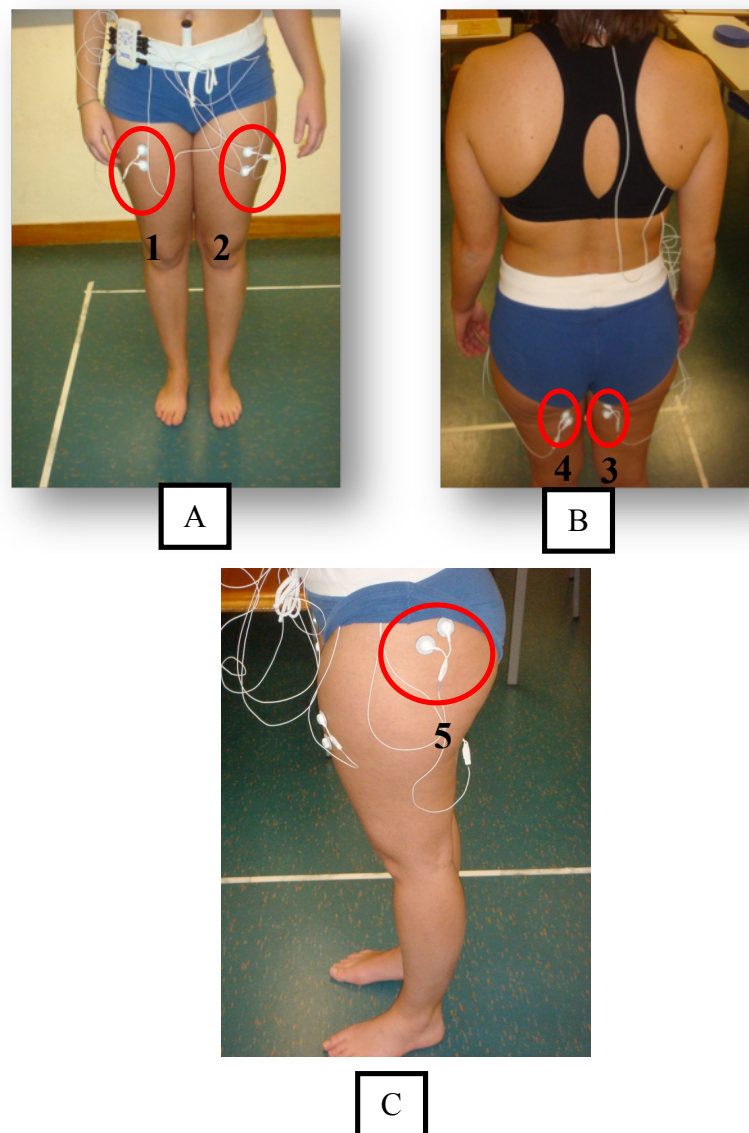


Figura 3.3 – Colocação dos elétrodos: (A) Vista anterior com colocação no reto anterior direito (1) e esquerdo (2); (B) Vista posterior com colocação dos elétrodos nos isquiotibiais direito (3) e esquerdo (4); (C) Vista lateral com colocação do elétrodos no grande glúteo esquerdo (5).

Os sinais elétricos de todos os músculos foram capturados com uma frequência de aquisição de 1000 Hz e armazenados com o nome e número de ensaio de cada executante num computador pessoal através do *software MonitorPlus*.

Foi também treinado, antes da realização do primeiro ensaio, a utilização do *switch* utilizado por um *expert*, verificando-se que esta ação se encontrava nas filmagens captadas pela câmara para posteriormente se obter o sincronismo entre a ativação muscular e a posição articular do joelho captada no momento exato da receção ao solo.

Para verificar o membro dominante foi pedido a cada elemento que realiza-se um pontapé numa bola segundo a metodologia utilizada por Ford *et al.* (2003). Acrescentou-se também subir um degrau segundo a metodologia de Gabbard (1996).

Os multisaltos são utilizados como forma de aumentar a capacidade do sistema muscular como um todo e produzir força rapidamente. Estes saltos englobam inúmeros elementos de coordenação motora e são um estímulo suficientemente forte para aumentar a eficiência do “ciclo do alongamento encurtamento” e, conseqüentemente o desempenho do salto (Ugrinowitsch & Barbanti, 1998; Pereira, 2010).

Inicialmente foi dito ao executante que seriam realizados 20 saltos, sendo o seu objetivo saltar o mais alto e mais rápido possível- multisaltos- parando o executante ao comando verbal que lhe seria dado. Verificou-se que a executante, como se encontrava a contar os saltos que estava a realizar, parou por vontade própria. Desta forma, estabeleceu-se após este ensaio que não seria dito aos executantes quantos saltos iriam ser realizados e que estes paravam quando lhes fosse dito. Cada executante passou a realizar 22 saltos a partir deste primeiro ensaio, não existindo qualquer alteração no que diz respeito à distância da câmara. Como não existiram intercorrências relevantes, o primeiro ensaio fez parte dos resultados deste estudo.

No que diz respeito aos saltos realizados por cada executante, como demonstra a figura (3.4), o indivíduo encontrava-se inicialmente na posição ortostática pedindo-se que realiza-se flexão dos joelhos a cerca de 90° (figura 4d) e do tronco. Este movimento baseia-se no ciclo de “alongamento encurtamento” que envolve ações musculares em que o movimento executado é precedido de outro movimento na direção oposta. O pré-estiramento inicial aumenta a produção de força e o trabalho muscular dos músculos na ação subsequente (Linthorne, 2001; Miller *et al.*, 2006; Sankey, Jones & Bampouras, 2008).

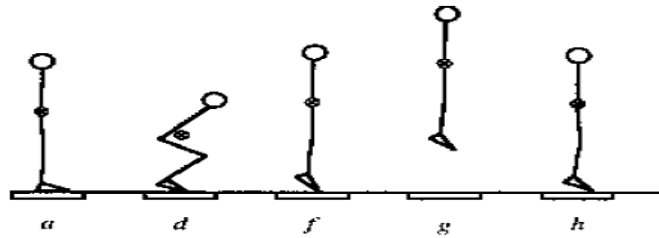


Figura 3.4 – Sequência de ações no salto em perfil (Adaptado de Linthorne, 2001).

O salto realizado foi um salto bipodal para verificar e comparar as diferenças da ativação muscular e na angulação do joelho durante a fase de apoio do salto vertical entre os dois membros, que se encontra esquematizada na figura (3.5). O salto bipodal é mais controlável com a frente da câmara, diminuindo o erro de digitalização. Na recepção ao solo bilateral os executantes têm maior base de sustentação, o que viabiliza um maior deslocamento horizontal do centro de massa com menor risco de comprometer o equilíbrio (Pollard, Sigward & Powers, 2007).

Enquanto o executante se encontrava a saltar, incentivou-se várias vezes através do comando verbal “salte mais alto e mais rápido. Você é capaz”.

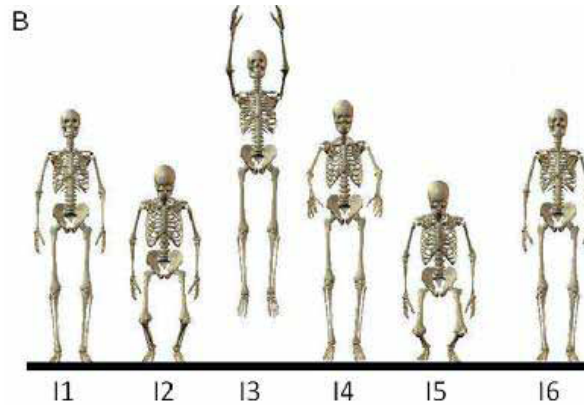


Figura 3.5 – Sequência de ações de um salto no plano frontal (Adaptado de Leporace *et al.*, 2011).

Os ensaios foram realizados com um intervalo entre 20 a 40 segundos de pausa, segundo a *Practical Guidelines for Plyometric Intensity* (Ebben, 2007).

Após a realização dos três ensaios, os executantes foram incentivados a realizar alongamentos.

3.9 Tratamento dos dados

Os dados obtidos provinham das seguintes fontes:

- Registo dos dados identificativos e antropométricos dos quatro executantes;
- Registos de vídeo que apresentam a variação do ângulo dos joelhos durante a fase de apoio do salto vertical;
- Registos da EMG dos músculos reto anterior, isquiotibiais e grande glúteo bilateralmente.

Os registos dos dados identificativos e antropométricos apresentam-se no capítulo seguinte sobre a forma de tabelas, permitindo a caracterização dos quatro executantes que realizaram os saltos.

Relativamente aos registos de vídeo foram fragmentados em fotogramas com uma frequência de amostragem de 25 Hz da câmara utilizada neste estudo, em cada um dos saltos dos ensaios de cada executante do estudo. Considerou-se no fotograma para digitalização três momentos da fase de apoio:

- o momento do toque inicial dos pés com o solo;
- o momento de flexão máxima dos joelhos;
- a última foto em que existe contato do pé com o solo (momento de máxima extensão dos joelhos) (Apêndice 3).

Tendo em conta as posições analisadas anteriormente, foram obtidos 348 fotogramas digitalizados através do *Kinovea*. Para obtenção das coordenadas referentes à angulação dos joelhos no plano frontal em cada uma das posições referidas anteriormente, utilizou-se o *Software Digitize XY 3.0* (figura 3.6).

A obtenção do ângulo do joelho foi calculada por um *expert* com um registo de coordenadas de 3 pontos identificativos nos segmentos à direita e à esquerda na anca (F_0) – zona média do joelho (F_1) – zona média do tornozelo (F_2), de forma a minimizar o erro dos dados obtidos.

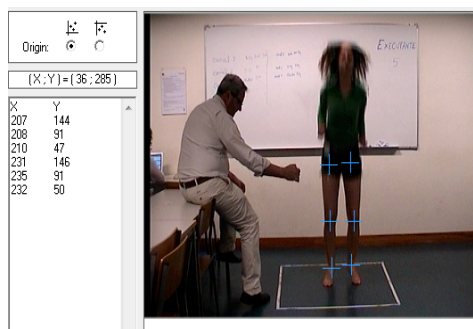


Figura 3.6- Ilustração do aspeto do *Software Digitize XY* e os respectivos pontos das coordenadas digitalizadas

Para cada ponto F_0 , F_1 e F_2 foram registados os valores de X e Y correspondentes que seriam analisados da seguinte forma:

- No membro inferior direito um X negativo indicava a tendência para menor ângulo de valgo do joelho e um positivo a tendência para maior ângulo de valgo de joelho;
- No membro inferior esquerdo seria o oposto, um X que positivo indicava a tendência para menor ângulo de valgo e um negativo a tendência para maior ângulo valgo de joelho.

Em cada um dos pontos referidos anteriormente, foram registados os valores dos ângulos formados entre os segmentos anca – joelho - tornozelo. Desta forma, é importante clarificar como se obtiveram os ângulos em questão de forma a facilitar a compreensão dos dados obtidos na angulação dos joelhos. A obtenção dos ângulos foi calculada no programa *Microsoft Excel*® (*Microsoft Corporation*) através da equação do produto escalar (Equação 1):

$$\cos \Theta = (a_x \cdot b_x + a_y \cdot b_y) / |a| \cdot |b|$$

Equação 1- Produto Escalar

Este produto fornece o valor em radianos do menor ângulo existente entre 2 segmentos, seguindo-se a sua conversão para graus. Sendo assim, é necessário definir orientações dos segmentos e verificar quais são as denominações mais adequadas para se proceder ao objetivo deste estudo (Huston, 2009).

Os ângulos avaliados foram avaliados em três posições: no momento em que existe o contato inicial do pé com o solo (figura 3.7.1), no momento da máxima flexão de joelho

(figura 3.7.2) e a imagem do último contato do pé com o solo na máxima extensão de joelho (figura 3.7.3), construiu-se a figura 3.7.

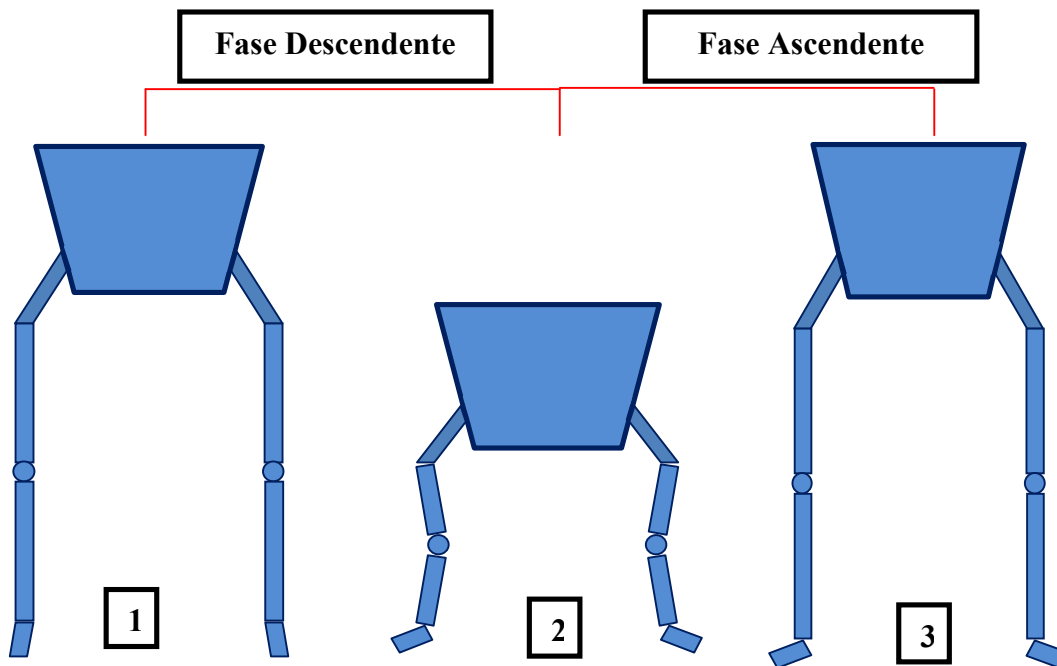


Figura 3.7 – Momentos da fase de apoio analisados.

O comportamento Humano é avaliado não estática mas dinamicamente. Desta forma, a avaliação da angulação do joelho baseou-se na variação da angulação da posição 1 para a posição 2 (Fase Descendente) e da posição 2 para a posição 3 (Fase Ascendente) quer do lado direito, quer do lado esquerdo.

Considerou-se que:

- O correto alinhamento entre os segmentos anca – joelho- tornozelo definindo-se como posição neutra a nível da articulação do joelho;
- A rotação interna do fémur e rotação externa da tibia, considerando-se como uma aproximação do joelho à linha média do corpo, definindo-se como um valgo de joelho.
- A rotação externa do fémur e rotação interna da tibia, considerando-se como um afastamento do joelho à linha média do corpo, definindo-se como varo de joelho.

Para análise da variação da angulação da posição 1 para a 2 e da posição 2 para a 3 utilizou-se a seguinte fórmula:

$$\Delta \text{ posição} = \text{posição}_{\text{final}} - \text{posição}_{\text{inicial}}$$

Para o joelho direito:

- Se a Δ posição₁ = Δ posição₂ Δ posição₂ = Δ posição₃ e indica posição neutra do joelho, ou seja não existiu variação da angulação entre a primeira e a segunda posição;
- Se a Δ do ângulo entre a primeira e a segunda posição diminui, o significado atribuído é de diminuição do ângulo de valgo de joelho, ou seja apresenta um valor negativo;
- Se a Δ a variação do ângulo entre a primeira e a segunda posição aumenta, o significado atribuído é de aumento do ângulo de valgo de joelho, ou seja apresenta um valor positivo;
- Se a Δ do ângulo entre a segunda e a terceira posição diminui, o significado atribuído é de diminuição do ângulo de valgo de joelho. Ou seja apresenta um valor negativo;
- Se a Δ do ângulo entre a segunda e a terceira posição aumenta, o significado atribuído é de aumento do valgo de joelho, ou seja apresenta um valor positivo.

Para o joelho esquerdo:

- Se a Δ posição₁ = Δ posição₂ e Δ posição₂ = Δ posição₃ indica posição neutra do joelho, ou seja não existiu variação da angulação entre a primeira e a segunda posição;
- Se a Δ do ângulo entre a primeira e a segunda posição diminui, o significado atribuído é de aumento do valgo de joelho, ou seja apresenta um valor negativo;
- Se a Δ a variação do ângulo entre a primeira e a segunda posição aumenta, o significado atribuído é de diminuição do valgo de joelho, ou seja apresenta um valor positivo;
- Se a Δ do ângulo entre a segunda e a terceira posição diminui, o significado atribuído é aumento do ângulo de valgo de joelho. Ou seja apresenta um valor negativo;
- Se a Δ do ângulo entre a segunda e a terceira posição aumenta, o significado atribuído é de diminuição do valgo de joelho, ou seja apresenta um valor positivo.

No que diz respeito aos dados obtidos pela EMG, foram gravados num computador pessoal e posteriormente foram analisados utilizando-se o programa *Python*. Para obter os gráficos referentes à ativação muscular dos seis músculos foram utilizadas as fórmulas que

se encontram no Apêndice 4. Após a obtenção dos gráficos de amplitude, procedeu-se à filtragem, utilizando-se uma janela de suavização do sinal de 50.

Após a obtenção da representação gráfica de cada um dos músculos em causa, procedeu-se à colocação dos dados no SPSS versão 20.0. Para cada músculo, em cada salto incluído no estudo, foram obtidas as amplitudes referentes a três posições:

- **Momento em que o pé entra em contato com o solo** - que é verificado nos gráficos pela ativação do *switch*, constituindo este o primeiro valor a ser colocado na base de dados. Este valor apresenta também o tempo exato em que o pé contactou com o chão;
- **Momento de flexão máxima dos joelhos** - na EMG que foi obtido pela diferença de milésimos de segundo dos fotogramas do *Kinovea*. Ou seja, a diferença de tempo entre o fotograma de flexão máxima do joelho e aquele em que o pé entra em contato com o solo, somou-se ao tempo de ativação do *switch* para se obter este valor;
- **Momento de extensão máxima dos joelhos** – após a flexão máxima. Tal como o dado anterior, o valor da EMG foi obtido pela diferença de milésimos de segundo desta posição em relação ao fotograma do contato com o chão. Seguidamente somou-se ao tempo de ativação do *switch*, obtendo-se o valor referente a esta posição do salto.

Na realização dos cálculos efectuados, também se realizaram para cada um dos músculos a diferença entre a ativação na posição final e a posição de início. Sendo estes os valores colocados na base de dados.

Para a análise estatística utilizou-se o *software Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS) versão inglesa 20.0. Foi realizada a análise descritiva e estatística inferencial. Na parte descritiva caracterizou-se a amostra segundo as suas características. Na inferencial pretendeu verificar-se a correlação entre a ativação muscular e a variação da angulação do joelho à direita e à esquerda medidas pela diferença entre a posição 1 e 2 e entre a posição 2 e 3. Posteriormente seguiu-se à sua separação em feminino e masculino. Para descrever esta relação utilizaram-se as Correlações de *Pearson* e tendo em conta o elevado número da amostra em estudo, aplica-se o teorema limite central não sendo necessário testar a distribuição normal dos dados.

4. Resultados

Neste estudo, cada executante realizou três ensaios de 22 saltos respetivamente, o que perfaz um total de 528 saltos no total. Foram incluídos no estudo os saltos em que o *switch* se encontrava em sincronismo com a câmara de vídeo e que para simplificar a compreensão no decorrer do estudo se analisaram à direita e à esquerda. Excluíram-se os seis saltos iniciais e os seis saltos finais de cada ensaio e os saltos do ensaio dois do executante 2 em que o *switch* não foi activado. Desta forma, foram tratados 220 saltos (110 de cada um dos membros inferiores), correspondendo 120 ao género feminino (54% da amostra) e 100 ao género masculino (46% da amostra).

Os dados referentes às características da amostra encontram-se esquematizados na tabela 4.2:

Tabela 4.2 - Características da amostra.

	Média	Máximo	Mínimo	Desvio padrão
Idade	27,5	33	21	6,4
Altura (cm)	168	174	154	9,4
Peso (kg)	62,8	70	57	6,2
IMC	22	24,4	17	3,1

Relativamente à lateralidade, todos os executantes são destros e apenas a executante 4 realiza uma modalidade desportiva (esgrima), três vezes por semana durante uma hora e meia por treino.

Segundo o tratamento de dados desenvolvido por Atalaia & Abrantes (2009, 2010), os valores das médias e medianas, como medidas de tendência central, apontam a localização mais representativa do comportamento observado e perdem a garantia de associação existente entre variáveis. Seguindo esta linha de pensamento, os dados foram tratados como interdependentes, seguindo-se posteriormente a sua representação gráfica. Uma vez que a amostra tem um número bastante elevado, realizou-se a representação gráfica para cada executante na Fase Descendente e Fase Ascendente para o membro esquerdo e para o direito (Apêndice 6).

Cada um dos saltos foi considerado como referido anteriormente como um ato e um comportamento único, a análise gráfica visa apenas a demonstração do comportamento observado e a sua variabilidade.

4.1 Correlações de *Pearson*

- Joelho Direito

A tabela 4.3 apresenta os cálculos da Correlação de *Pearson* entre a ativação muscular e a variação angular durante a Fase Descendente de todos os saltos à direita.

Tabela 4.3 – Correlação de *Pearson* entre a ativação muscular e a variação da angulação do joelho na Fase Descendente à direita.

		Reto Anterior	Isquiotibiais	Grande glúteo	Fase Descendente
Reto anterior	Pearson Correlation	1	-,116	<u>,320**</u>	<u>-,257**</u>
	Sig.2(tailed)		,229	,001	,007
	N	110	110	110	110
Isquiotibiais	Pearson Correlation	-,116	1	<u>-,249**</u>	-,028
	Sig.2(tailed)	,229		,009	,768
	N	110	110	110	110
Grande Glúteo	Pearson Correlation	<u>,320**</u>	<u>-,249**</u>	1	,002
	Sig.2(tailed)	,001	,009		,984
	N	110	110	110	110
Fase Descendente	Pearson Correlation	<u>-,257**</u>	-,028	,002	1
	Sig.2(tailed)	,007	,768	,984	
	N	110	110	110	110

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Da análise da tabela 4.3 pode observar-se que existe uma correlação negativa fraca ($r = -0,257$; $p < 0,01$) entre a angulação do joelho durante a Fase Descendente e ativação muscular do reto anterior à direita, ou seja da posição 1 para a posição 2 quando o ângulo tende para menor ângulo de valgo de joelho existe um aumento da ativação por parte do reto anterior. Não existe correlação entre esta angulação e mais nenhum músculo.

Também é possível verificar através da análise desta tabela que existe uma correlação positiva fraca ($r = 0,320$; $p < 0,01$) entre a ativação muscular do reto anterior e do grande glúteo à direita, ou seja, com o aumento da ativação do reto anterior existe um aumento da ativação do grande glúteo.

Verifica-se similarmente que existe uma correlação negativa fraca ($r = -0,249$; $p < 0,01$) entre a ativação do grande glúteo e dos isquiotibiais à direita, ou seja um aumento da

ativação do grande glúteo encontra-se relacionado com uma diminuição da ativação por parte dos isquiotibiais.

Resumindo, quando existe uma tendência para um menor ângulo de valgo de joelho à direita encontra-se relacionado com o aumento da ativação do reto anterior, não existe mais nenhuma relação do valor angular com a ativação muscular dos isquiotibiais e grande glúteo. É também possível observar que o aumento da ativação do reto anterior é acompanhado por um aumento do recrutamento por parte do grande glúteo e que com o aumento da ativação do grande glúteo existe uma diminuição da ativação dos isquiotibiais.

A tabela 4.4 mostra a correlação de *Pearson* entre a ativação muscular e a variação angular durante a Fase Ascendente de todos os saltos à direita.

Tabela 4.4 – Correlação de *Pearson* entre a variação da angulação do joelho na Fase Ascendente e a ativação muscular à direita.

		Reto Anterior	Isquiotibiais	Grande glúteo	Fase Ascendente
Reto anterior	Pearson Correlation	1	-,055	-,052	-,028
	Sig.2(tailed)		,572	,591	,770
	N	110	110	110	110
Isquiotibiais	Pearson Correlation	-,055	1	-,009	,057
	Sig.2(tailed)	,572		,922	,557
	N	110	110	110	110
Grande Glúteo	Pearson Correlation	-,052	-,009	1	-,071
	Sig.2(tailed)	,591	,922		,459
	N	110	110	110	110
Fase Ascendente	Pearson Correlation	-,028	,057	-,071	1
	Sig.2(tailed)	,770	,557	,459	
	N	110	110	110	110

Ao observar a tabela 4.4 é possível verificar que não existem correlações significativas entre a variação da angulação da posição 2 para a 3 e a ativação muscular dos grupos musculares analisados a nível do joelho direito.

Através da análise da tabela 4.5 é possível observar as relações entre a ativação muscular na Fase Descendente (A) e Ascendente (B) de todos os saltos à direita.

Tabela 4.5 - Correlação de *Pearson* entre a ativação muscular da Fase Descendente (A) e Ascendente (B) à direita.

		Reto Anterior A	Isquiotibiais A	Grande glúteo A	Reto Anterior B	Isquiotibiais B	Grande Glúteo B
Reto anterior A	Pearson Correlation	1	-,116	<u>,343**</u>	<u>-,726**</u>		
	Sig.2(tailed)		,229	,001	,000		
	N	110	110	110	110	110	110
Isquiotibiais A	Pearson Correlation	-,116	1	<u>-,249**</u>		<u>-,633**</u>	
	Sig.2(tailed)	,229		,009		,000	
	N	110	110	110	110	110	110
Grande Glúteo A	Pearson Correlation	<u>,320**</u>	<u>-,249**</u>	1			<u>-,406**</u>
	Sig.2(tailed)	,000	,009				,000
	N	110	110	110	110	110	110
Reto anterior B	Pearson Correlation	<u>-,726**</u>			1	-,055	-,052
	Sig.2(tailed)	,000				,572	,591
	N	110	110	110	110	110	110
Isquiotibiais B	Pearson Correlation		<u>-,633**</u>		-,055	1	-,009
	Sig.2(tailed)		,000		,572		,922
	N	110	110	110	110	110	110
Grande Glúteo B	Pearson Correlation			<u>-,406*</u>	-,052	-,009	1
	Sig.2(tailed)			,000	,591	,922	
	N	110	110	110	110	110	110

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

* . Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Da análise desta tabela é possível observar que tanto o reto anterior, como os isquiotibiais, como o grande glúteo diminuem a sua ativação da Fase Descendente para a Fase Ascendente à direita.

- **Joelho Esquerdo**

A tabela 4.6 apresenta os cálculos da Correlação de *Pearson* entre a ativação muscular e a variação da angulação durante a Fase Descendente de todos os saltos à esquerda.

Tabela 4.6 – Correlação de *Pearson* entre a ativação muscular e a variação da angulação do joelho na Fase Descendente à esquerda.

		Reto Anterior	Isquiotibiais	Grande glúteo	Fase Descendente
Reto anterior	Pearson Correlation	1	-,093	,125	-,239*
	Sig.2(tailed)		,333	,191	,012
	N	110	110	110	110
Isquiotibiais	Pearson Correlation	-,093	1	-,255**	-,029
	Sig.2(tailed)	,333		,007	,761
	N	110	110	110	110
Grande Glúteo	Pearson Correlation	,125	-,255**	1	-,050
	Sig.2(tailed)	,191	,007		,602
	N	110	110	110	110
Fase Descendente	Pearson Correlation	-,239*	-,029	-,050	1
	Sig.2(tailed)	,012	,761	,602	
	N	110	110	110	110

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

* . Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Da análise da tabela 4.6 é possível observar que existe uma correlação negativa fraca ($r = -0,239$; $p < 0,05$) entre a variação da angulação durante a Fase Descendente e a ativação do reto anterior à esquerda, ou seja à medida que o ângulo tende para um aumento do ângulo de valgo de joelho existe um aumento da ativação do reto anterior à esquerda. Não se verifica mais nenhuma correlação entre a variação angular e os isquiotibiais ou grande glúteo. Existe também uma correlação negativa fraca ($r = -0,255$; $p < 0,01$) entre a ativação muscular do grande glúteo e dos isquiotibiais à esquerda, ou seja durante a Fase Descendente quando o glúteo aumenta a sua ativação, os isquiotibiais ativam menos.

A tabela 4.7 mostra a correlação de *Pearson* entre a ativação muscular e a variação da angulação durante a Fase Ascendente de todos os saltos à esquerda.

Tabela 4.7 – Correlação de *Pearson* entre a variação da angulação na Fase Ascendente e a ativação muscular à esquerda.

		Reto Anterior	Isquiotibiais	Grande glúteo	Fase Ascendente
Reto anterior	Pearson Correlation	1	<u>,354**</u>	<u>-,232*</u>	,022
	Sig.2(tailed)		,000	,015	,822
	N	110	110	110	110
Isquiotibiais	Pearson Correlation	<u>,354**</u>	1	<u>-,213*</u>	-,015
	Sig.2(tailed)	,000		,026	,876
	N	110	110	110	110
Grande Glúteo	Pearson Correlation	<u>-,232*</u>	<u>-,213*</u>	1	-,059
	Sig.2(tailed)	,015	,026		,541
	N	110	110	110	110
Fase Ascendente	Pearson Correlation	,022	-,015	-,059	1
	Sig.2(tailed)	,822	,876	,541	
	N	110	110	110	110

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

* . Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Na Fase Ascendente não existe relação estatisticamente significativa entre a angulação do joelho e a ativação muscular estudada à esquerda. Existe relação significativa positiva fraca ($r = -0,354$; $p < 0,01$) entre a ativação do reto anterior e os isquiotibiais, ou seja quanto menor a ativação de um menor a ativação de outro durante a Fase Ascendente à esquerda. No entanto, o reto anterior também apresenta um correlação significativa negativa fraca ($r = -0,232$; $p < 0,05$) com o grande glúteo, isto é quanto o reto anterior diminui a sua ativação o grande glúteo aumenta. Os isquiotibiais também apresentam uma correlação significativa negativa fraca ($r = -0,213$; $p < 0,05$) com o grande glúteo, ou seja quando os isquiotibiais diminuem a sua ativação muscular da posição 2 para a 3 à esquerda, existe um aumento da ativação do grande glúteo.

Resumindo, durante a Fase Ascendente do salto à esquerda não existe relação entre a ativação muscular e a variação da angulação do joelho. No entanto, o reto anterior diminui a sua ativação é acompanhado de um diminuição da ativação dos isquiotibiais e aumento do grande glúteo. Por sua vez, um aumento da ativação dos isquiotibiais é acompanhado de uma diminuição de ativação por parte do grande glúteo.

Através da análise da tabela 4.8 é possível observar as relações entre a ativação muscular Fase Descendente (A) para a Fase Ascendente (B) de todos os saltos à esquerda.

Tabela 4.8 - Correlação de *Pearson* entre a ativação muscular da Fase Descendente (A) e Ascendente (B) à esquerda.

		Reto Anterior A	Isquiotibiais A	Grande glúteo A	Reto Anterior B	Isquiotibiais B	Grande Glúteo B
Reto anterior A	Pearson Correlation	1	-,093	,125	<u>-,735**</u>		
	Sig.2(tailed)		,333	,191	,000		
	N	110	110	110	110	110	110
Isquiotibiais A	Pearson Correlation	-,093	1	<u>-,255**</u>		<u>-,719**</u>	
	Sig.2(tailed)	,333		,007		,000	
	N	110	110	110	110	110	110
Grande GlúteoA	Pearson Correlation	,125	<u>-,255**</u>	1			<u>-,767**</u>
	Sig.2(tailed)	,191	,007				
	N	110	110	110	110	110	110
Reto anterior B	Pearson Correlation	<u>-,735**</u>			1	<u>,354**</u>	<u>-,232**</u>
	Sig.2(tailed)	,000				,000	,015
	N	110	110	110	110	110	110
Isquiotibiais B	Pearson Correlation		<u>-,719**</u>		<u>,354**</u>	1	<u>-,213**</u>
	Sig.2(tailed)		,000		,000		,026
	N	110	110	110	110	110	110
Grande Glúteo B	Pearson Correlation			<u>-,767**</u>	<u>-,232*</u>	<u>-,213*</u>	1
	Sig.2(tailed)			,000	,015	,026	
	N	110	110	110	110	110	110

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

* . Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Da análise da tabela 4.8 observa-se que o reto anterior, isquiotibiais e grande glúteo diminuem a sua ativação da Fase Descendente para a Fase Ascendente.

- **Joelho direito (feminino)**

Na tabela 4.9 mostra o cálculo da Correlação de *Pearson* entre a variação da angulação durante a Fase Descendente e a ativação muscular no joelho direito de todas as executantes femininas.

Tabela 4.9 – Correlação de *Pearson* entre a ativação muscular e a variação da angulação do joelho na Fase Descendente nas executantes femininas à direita.

		Reto Anterior	Isquiotibiais	Grande glúteo	Fase Descendente
Reto anterior	Pearson Correlation	1	-,231	,379**	-,551**
	Sig.2(tailed)		,076	,003	,000
	N	60	60	60	60
Isquiotibiais	Pearson Correlation	-,231	1	,067	,341**
	Sig.2(tailed)	,076		,612	,008
	N	60	60	60	60
Grande Glúteo	Pearson Correlation	,379**	,067	1	-,242
	Sig.2(tailed)	,003	,612		,062
	N	60	60	60	60
Fase Descendente	Pearson Correlation	-,551**	,341**	-,242	1
	Sig.2(tailed)	,000	,008	,062	
	N	60	60	60	60

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Da análise da tabela 4.9 é possível observar que existe uma correlação moderada negativa ($r = -0,551$; $p < 0,01$) entre a variação da angulação do joelho durante a Fase Descendente e a ativação do reto anterior, ou seja quando o ângulo tende para um menor ângulo de valgo de joelho à direita existe um aumento da ativação muscular por parte deste músculo. Também é possível observar que existe uma correlação positiva baixa ($r = 0,341$; $p < 0,01$) entre a variação da angulação durante a Fase Descendente e ativação dos isquiotibiais, isto é quando o ângulo tende para um menor ângulo de valgo de joelho à direita existe uma diminuição da sua ativação.

Relativamente à ativação muscular, as executantes femininas apresentam uma correlação positiva baixa ($r = 0,379$; $p < 0,01$) entre a ativação do reto anterior e a ativação do grande glúteo, ou seja, quando a ativação do reto anterior aumenta a ativação do grande glúteo. No entanto, apenas o reto anterior apresenta relação com a variação da angulação do joelho à direita.

Resumindo, nas executantes femininas à direita durante a Fase Descendente quando o ângulo tende para um menor ângulo de valo, existe um aumento da ativação do reto anterior e uma diminuição da ativação dos isquiotibiais.

Na tabela 4.10 mostra o cálculo da Correlação de *Pearson* para o joelho direito de todas as executantes femininas na variação da angulação durante a Fase Ascendente.

Tabela 4.10 – Correlação de *Pearson* entre a ativação muscular e a variação da angulação na Fase Ascendente das executantes femininas à direita.

		Reto Anterior	Isquiotibiais	Grande glúteo	Fase Ascendente
Reto anterior	Pearson Correlation	1	,-239	,087	-,003
	Sig.2(tailed)		,065	,509	,979
	N	60	60	60	60
Isquiotibiais	Pearson Correlation	,-239	1	-,048	,190
	Sig.2(tailed)	,065		,717	,147
	N	60	60	60	60
Grande Glúteo	Pearson Correlation	,087	-,048	1	,003
	Sig.2(tailed)	,509	,717		,983
	N	60	60	60	60
Fase Ascendente	Pearson Correlation	-,003	,190	,003	1
	Sig.2(tailed)	,979	,147	,983	
	N	60	60	60	60

Da observação da tabela 4.10 observa-se que não existe correlação entre a ativação muscular e variação da posição do joelho durante a Fase Ascendente nos executantes femininos à direita.

Construiu-se a tabela 4.11 para se analisar a correlação entre a ativação muscular na Fase Descendente (A) e Ascendente (B) de todas as executantes femininas à direita.

Tabela 4.11 – Correlações de *Pearson* – entre a ativação muscular na Fase Descendente (A) e Ascendente (B) das executantes femininas à direita.

		Reto Anterior A	Isquiotibiais A	Grande glúteo A	Reto Anterior B	Isquiotibiais B	Grande Glúteo B
Reto anterior A	Pearson Correlation	1	-,231	,379**	-,612**		
	Sig.2(tailed)		,076	,003	,000		
	N	60	60	60	60	60	60
Isquiotibiais A	Pearson Correlation	-,231	1	,067		-,715**	
	Sig.2(tailed)	,076		,612		,000	
	N	60	60	60	60	60	60
Grande Glúteo A	Pearson Correlation	,379**	,067	1			-,814**
	Sig.2(tailed)	,003	,612				,000
	N	60	60	60	60	60	60
Reto anterior B	Pearson Correlation	-,612**			1	-,239	,087
	Sig.2(tailed)	,000				,065	,509
	N	60	60	60	60	60	60
Isquiotibiais B	Pearson Correlation		-,715**		-,239	1	-,048
	Sig.2(tailed)		,000		,065		,717
	N	60	60	60	60	60	60
Grande Glúteo B	Pearson Correlation			-,814**	,087	-,048	1
	Sig.2(tailed)			,000	,509	,717	
	N	60	60	60	60	60	60

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Da análise da tabela 4.11 observa-se que o reto anterior, isquiotibiais e grande glúteo diminuem a sua ativação da Fase Descendente para a Fase Ascendente.

- **Joelho esquerdo (Feminino)**

Na tabela 4.12 mostra o cálculo da Correlação de *Pearson* para o joelho esquerdo de todos os executantes femininos na variação da angulação durante a Fase Descendente.

Tabela 4.12 – Correlação de *Pearson* entre a ativação muscular e a variação da angulação do joelho na Fase Descendente nas executantes femininas à esquerda.

		Reto Anterior	Isquiotibiais	Grande glúteo	Fase Descendente
Reto anterior	Pearson	1	<u>-,423**</u>	<u>,482**</u>	<u>-,483**</u>
	Correlation				
	Sig.2(tailed)		,001	,003	,000
	N	60	60	60	60
Isquiotibiais	Pearson	<u>-,423**</u>	1	<u>-,323**</u>	<u>,401**</u>
	Correlation				
	Sig.2(tailed)	,001		,012	,008
	N	60	60	60	60
Grande Glúteo	Pearson	<u>,482**</u>	<u>-,323**</u>	1	<u>-,499**</u>
	Correlation				
	Sig.2(tailed)	,000	,012		,062
	N	60	60	60	60
Fase Descendente	Pearson	<u>-,483**</u>	<u>,401**</u>	<u>-,499**</u>	1
	Correlation				
	Sig.2(tailed)	,000	,002	,000	
	N	60	60	60	60

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

* . Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Da observação desta tabela verifica-se que existe uma correlação negativa moderada ($r = -0,483$; $p < 0,01$; $r = -0,499$ $p < 0,01$ respetivamente) entre a variação da angulação durante a Fase Descendente e a ativação do reto anterior e do grande glúteo nas executantes femininas à esquerda, ou seja quando o joelho esquerdo das executantes femininas tende para um maior ângulo de valgo existe um aumento da ativação do reto anterior e do grande glúteo. No entanto, é também possível observar uma correlação positiva moderada ($r = 0,401$; $p < 0,01$) entre a variação da angulação do joelho na Fase Descendente e a ativação muscular dos isquiotibiais, isto é quando o joelho esquerdo tende para um maior ângulo de valgo existe uma diminuição da ativação dos isquiotibiais à esquerda nas executantes femininas.

O reto anterior esquerdo apresenta relação negativa moderada ($r = -0,423$; $p < 0,01$) e positiva moderada ($r = 0,482$; $p < 0,01$) com a ativação dos isquiotibiais e do grande glúteo respectivamente nas executantes femininas à esquerda, ou seja quando o reto anterior da posição 1 para a 2 aumenta a sua ativação os isquiotibiais diminuem e o grande glúteo também aumenta.

Existe também uma relação negativa fraca ($r = -0,323$ $p < 0,05$) entre a ativação do grande glúteo e dos isquiotibiais, isto é quando o grande glúteo aumenta a sua ativação os isquiotibiais diminuem nas executantes femininas à esquerda.

Resumindo, quando na Fase Descendente o ângulo tende para um aumento do valgo existe um aumento da ativação reto anterior e do grande glúteo e uma diminuição da ativação dos isquiotibiais nas executantes femininas à esquerda.

Na tabela 4.13 mostra o cálculo da Correlação de *Pearson* para o joelho esquerdo de todas as executantes femininas na Fase Ascendente.

Tabela 4.13 – Correlação de *Pearson* entre a ativação muscular e a variação da angulação na fase ascendente nas executantes femininas à esquerda.

		Reto Anterior	Isquiotibiais	Grande glúteo	Fase Ascendente
Reto anterior	Pearson Correlation	1	,-241	<u>,276*</u>	-,057
	Sig.2(tailed)		,064	,032	,664
	N	60	60	60	60
Isquiotibiais	Pearson Correlation	,-241	1	,004	,022
	Sig.2(tailed)	,064		,975	,869
	N	60	60	60	60
Grande Glúteo	Pearson Correlation	<u>,246*</u>	-,004	1	-,087
	Sig.2(tailed)	,032	,975		,507
	N	60	60	60	60
Fase Ascendente	Pearson Correlation	-,057	,022	-,087	1
	Sig.2(tailed)	,664	,869	,507	
	N	60	60	60	60

*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Não existe correlação estatisticamente significativa entre a variação do ângulo de joelho na Fase Ascendente e a ativação muscular no joelho esquerdo nas executantes femininas. Existe relação positiva fraca ($r = 0,276$; $p < 0,05$) entre a ativação do reto anterior e do grande glúteo, ou seja da posição 2 para a posição 3 quando o reto anterior aumenta a sua ativação o glúteo também aumenta nos joelhos esquerdos das executantes femininas.

Construiu-se a tabela 4.14 para analisar a correlação entre a ativação muscular na Fase Descendente (A) e a Fase Ascendente (B) das executantes femininas à esquerda.

Tabela 4.14 - Correlação de *Pearson* entre a ativação muscular da Fase Descendente (A) e Ascendente (B) à esquerda das executantes femininas.

		Reto	Isquiotibiais	Grande	Reto	Isquiotibiais	Grande
		Anterior A	A	glúteo A	Anterior B	B	Glúteo B
Reto anterior A	Pearson	1	<u>-0,423**</u>	<u>0,482**</u>	<u>-0,797**</u>		
	Correlation						
	Sig.2(tailed)		0,001	0,000	0,000		
	N	60	60	60	60		
Isquiotibiais A	Pearson	<u>-0,423**</u>	1	<u>-0,323**</u>		<u>-0,726**</u>	
	Correlation						
	Sig.2(tailed)	0,001		0,012		0,000	
	N	60	60	60		60	
Grande Glúteo A	Pearson	<u>0,482**</u>	<u>-0,323**</u>	1			<u>-0,836**</u>
	Correlation						
	Sig.2(tailed)	0,000	0,012				0,000
	N	60	60	60			60
Reto anterior B	Pearson	<u>-0,797**</u>			1	-0,241	<u>0,276*</u>
	Correlation						
	Sig.2(tailed)	0,000				0,064	0,032
	N	60			60	60	60
Isquiotibiais B	Pearson		<u>-0,726**</u>		<u>0,307*</u>	1	0,004
	Correlation						
	Sig.2(tailed)		0,000		0,17		0,975
	N		60		60	60	60
Grande Glúteo B	Pearson			<u>-0,836**</u>	<u>0,276*</u>	0,004	1
	Correlation						
	Sig.2(tailed)			0,000	0,032	0,975	
	N			60	60	60	60

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

* . Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Da análise desta tabela é possível observar que tanto o reto anterior, como os isquiotibiais e o grande glúteo diminuem a sua ativação da Fase Descendente para a fase Ascendente nas executantes femininas à esquerda.

- **Joelho direito (Masculino)**

A tabela 4.15 mostra o cálculo da Correlação de *Pearson* para o joelho direito de todos os executantes masculinos na variação da angulação do joelho durante a Fase Descendente.

Tabela 4.15 – Correlação de *Pearson* entre a variação da angulação do joelho na Fase Descendente nos executantes masculinos à direita.

		Reto Anterior	Isquiotibiais	Grande glúteo	Fase Descendente
Reto anterior	Pearson Correlation	1	-,217	,275	-,034
	Sig.2(tailed)		,129	,053	,815
	N	50	50	50	50
Isquiotibiais	Pearson Correlation	-,217	1	<u>-,401**</u>	-,210
	Sig.2(tailed)	,129		,004	,143
	N	50	50	50	50
Grande Glúteo	Pearson Correlation	,275	<u>-,401**</u>	1	,092
	Sig.2(tailed)	,053	,004		,527
	N	50	50	50	50
Fase Descendente	Pearson Correlation	-,034	-,210	,092	1
	Sig.2(tailed)	,815	,143	,527	
	N	50	50	50	50

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Verifica-se que não existe correlação entre a ativação muscular dos grupos musculares analisados e angulação do joelho direito durante a Fase Descendente no género masculino à direita. Pode observar-se nesta tabela que existe correlação negativa moderada ($r = -0,401$; $p < 0,01$) entre a ativação do grande glúteo e dos isquiotibiais nesta fase nos executantes masculinos, ou seja quando aumenta a ativação do grande glúteo diminui a ativação dos isquiotibiais.

A tabela 4.16 mostra o cálculo da Correlação de *Pearson* para o joelho direito de todos os executantes masculinos na variação da angulação do durante a Fase Ascendente.

Tabela 4.16 – Correlação de *Pearson* entre a variação da angulação na fase ascendente nos executantes masculinos à direita.

		Reto Anterior	Isquiotibiais	Grande glúteo	Fase Ascendente
Reto anterior	Pearson Correlation	1	-,060	-,047	-,104
	Sig.2(tailed)		,679	,747	,471
	N	50	50	50	50
Isquiotibiais	Pearson Correlation	-,060	1	,004	,041
	Sig.2(tailed)	,679		,975	,777
	N	50	50	50	50
Grande Glúteo	Pearson Correlation	-,047	,004	1	-,123
	Sig.2(tailed)	,747	,975		,395
	N	50	50	50	50
Fase Ascendente	Pearson Correlation	-,104	,041	-,123	1
	Sig.2(tailed)	,471	,777	,395	
	N	50	50	50	50

É possível observar que não existe nenhuma correlação significativa entre a ativação muscular dos grupos musculares analisados e a angulação do joelho da na Fase Ascendente à direita nos executantes masculinos.

Construiu-se a tabela 4.17 para se analisar a correlação entre a ativação muscular na variação do angulo de joelho na Fase Descendente (A) e Ascendente (B) em todos os executantes masculinos à direita.

Tabela 4.17 – Correlações de *Pearson* entre a ativação muscular em fase Descendente (A) e Ascendente (B) dos executantes masculinos à direita.

		Reto Anterior A	Isquiotibiais A	Grande glúteo A	Reto Anterior B	Isquiotibiais B	Grande Glúteo B
Reto anterior A	Pearson Correlation	1	-,217	,275	<u>-,721**</u>		
	Sig.2(tailed)		,129	,053	,000		
	N	50	50	50	50	50	50
Isquiotibiais A	Pearson Correlation	-,217	1	<u>-,401**</u>		<u>-,607**</u>	
	Sig.2(tailed)	,129		,004		,000	
	N	50	50	50	50	50	50
Grande Glúteo A	Pearson Correlation	,275	<u>-,401**</u>	1			<u>-,413**</u>
	Sig.2(tailed)	,053	,004				,003
	N	50	50	50	50	50	50
Reto anterior B	Pearson Correlation	<u>-,721**</u>			1	-,060	-,047
	Sig.2(tailed)	,000				,679	,747
	N		50		50	50	50
Isquiotibiais B	Pearson Correlation		<u>-,607**</u>		-,060	1	,004
	Sig.2(tailed)	,005	,000	,044	,679		,975
	N	50	50	50	50	50	50
Grande Glúteo B	Pearson Correlation			= <u>,0413**</u>	-,047	,004	1
	Sig.2(tailed)			,003	,747	,975	
	N	50	50	50	50	50	50

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

* . Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Da análise desta tabela é possível verificar que da Fase Descendente para a Fase Ascendente existe uma diminuição da ativação muscular dos músculos em estudo.

- **Joelho esquerdo (Masculino)**

A tabela 4.18 mostra o cálculo da Correlação de *Pearson* para o joelho esquerdo de todos os executantes masculinos na variação do ângulo durante a Fase Descendente.

Tabela 4.18 – Correlação de *Pearson* entre a variação da angulação na fase descendente nos executantes masculinos à esquerda.

		Reto Anterior	Isquiotibiais	Grande glúteo	Fase Descendente
Reto anterior	Pearson Correlation	1	-,239	,009	-,024
	Sig.2(tailed)		,095	,949	,871
	N	50	50	50	50
Isquiotibiais	Pearson Correlation	-,239	1	<u>-,363**</u>	-,088
	Sig.2(tailed)	,095		,010	,542
	N	50	50	50	50
Grande Glúteo	Pearson Correlation	,009	<u>-,363**</u>	1	,133
	Sig.2(tailed)	,949	,010		,358
	N	50	50	50	50
Fase Descendente	Pearson Correlation	-,024	-,088	,133	1
	Sig.2(tailed)	,871	,542	,358	
	N	50	50	50	50

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Ao observar-se esta tabela é possível verificar que não existe relação entre a variação da angulação do joelho durante a Fase Descendente e a ativação muscular estudada nos executantes masculinos à esquerda. Existe uma relação negativa fraca ($r = -0,363$; $p < 0,01$) entre a ativação do grande glúteo e dos isquiotibiais, ou seja quando a ativação do grande glúteo aumenta os isquiotibiais diminuem a sua ativação nos executantes masculinos à esquerda.

A tabela 4.19 mostra o cálculo da Correlação de *Pearson* para o joelho esquerdo de todos os executantes masculinos na variação da angulação durante a Fase Ascendente.

Tabela 4.19 – Correlação de *Pearson* entre a variação da angulação do joelho na Fase Ascendente nos executantes masculinos à esquerda.

		Reto Anterior	Isquiotibiais	Grande glúteo	Fase Ascendente
Reto anterior	Pearson Correlation	1	<u>,371**</u>	<u>-,344**</u>	,070
	Sig.2(tailed)		,008	,014	,628
	N	50	50	50	50
Isquiotibiais	Pearson Correlation	<u>,371**</u>	1	-,262	-,056
	Sig.2(tailed)	,008		,066	,699
	N	50	50	50	50
Grande Glúteo	Pearson Correlation	<u>-,344*</u>	-,262	1	-,056
	Sig.2(tailed)	,014	,066		,699
	N	50	50	50	50
Fase Ascendente	Pearson Correlation	,070	-,022	-,056	1
	Sig.2(tailed)	,628	,979	,395	
	N	50	50	50	50

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

* . Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Da análise desta tabela verifica-se que não existe relação entre a variação da angulação na Fase Ascendente e ativação muscular à esquerda nos executantes masculinos. Verifica-se uma relação positiva fraca ($r= 0,371$; $p<0,01$) e uma negativa fraca ($r= - 0,344$; $p<0,05$) entre a ativação do reto anterior e dos isquiotibiais e o grande glúteo respetivamente, ou seja com o aumento da ativação do reto anterior, existe um aumento da ativação dos isquiotibiais e uma diminuição da ativação do grande glúteo.

Construiu-se a tabela 4.20 para se analisar a correlação entre a ativação muscular na variação do angulo de joelho na Fase Descendente (A) e Ascendente (B) em todos os executantes masculinos à esquerda.

Tabela 4.20 - Correlação de *Pearson* entre a ativação muscular da Fase Descendente (A) e Ascendente (B) à esquerda nos executantes masculinos.

		Reto Anterior A	Isquiotibiais A	Grande glúteo A	Reto Anterior B	Isquiotibiais B	Grande Glúteo B
Reto anterior A	Pearson Correlation	1	-0,239	0,009	<u>-0,685**</u>		
	Sig.2(tailed)		0,000	0,949	0,000		
	N	50	50	50	50		
Isquiotibiais A	Pearson Correlation	-0,239	1	<u>-0,363**</u>		<u>-0,663**</u>	
	Sig.2(tailed)	0,000		0,010		0,000	
	N	50	50	50		50	
Grande Glúteo A	Pearson Correlation	0,009	<u>-0,363**</u>	1			<u>-0,774**</u>
	Sig.2(tailed)	0,949	0,010				0,000
	N	50	50	50			50
Reto anterior B	Pearson Correlation	<u>-0,685**</u>			1	<u>0,371*</u>	<u>-0,344*</u>
	Sig.2(tailed)	0,000				0,008	0,014
	N	50			50	50	50
Isquiotibiais B	Pearson Correlation		<u>-0,663**</u>		<u>0,371*</u>	1	-0,262
	Sig.2(tailed)		0,000		0,008		0,000
	N		50		50	50	50
Grande Glúteo B	Pearson Correlation			<u>-0,774**</u>	<u>-0,344*</u>	-0,262	1
	Sig.2(tailed)			0,000	0,014	0,066	
	N			50	50	50	50

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

* . Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Da análise desta tabela é possível verificar que da Fase Descendente para a Fase Ascendente existe uma diminuição da ativação muscular dos músculos em estudo.

5. Discussão

Tendo em conta os objetivos estabelecidos neste estudo, onde se pretende descrever o comportamento do joelho durante a fase de apoio do salto vertical através da relação entre a ativação muscular (reto anterior, isquiotibiais e do grande glúteo) e a angulação desta articulação no plano frontal. Para posteriormente ser possível transferir o conhecimento adquirido para a área da Músculo-Esquelética, nomeadamente na prevenção de lesões.

Desta forma, a presente discussão visa a transposição da informação recolhida como base de transferência de conhecimento, permitindo uma visão distinta na abordagem na Reabilitação Músculo-Esquelética em que o valgismo dinâmico se encontra presente. Pretende-se assim, contribuir para o aumento do conhecimento nesta área e clarificar que a abordagem da estabilidade do joelho no plano frontal é crucial no desempenho da fase de apoio.

Seguindo esta linha de pensamento, na presente discussão deste Projeto abordar-se-á a população normal em estudo e far-se-á a transposição do conhecimento para a prevenção de Lesões na Reabilitação em Músculo-Esquelética.

5.1 Considerações do normal

É importante salientar que neste estudo e, como descrito no estudo defendido por Atalaia & Abrantes (2009, 2010), existem diferenças de comportamento inter e intra executantes. Através da observação dos dados obtidos é possível verificar que não existe pelo mesmo executante um único salto que seja igual nos ensaios realizados. Como referido ao longo deste Projeto, cada executante apresenta estratégias diferentes de cumprir o objetivo proposto e, assim, os estudos que apresentam como objetivo estudar o ser humano no seu comportamento motor, como forma de comunicação com o meio envolvente, é importante que cada ensaio seja visto como uma estratégia única e que não defina a média do comportamento mas sim a tendência mais frequente dos executantes face ao objetivo em causa.

Seguindo esta linha de pensamento, cada comportamento desenvolvido por cada indivíduo é exclusivo em cada tarefa e reflete a habilidade articular no retorno ao seu estado original após uma perturbação, ou seja na análise do movimento Humano é importante ter em consideração não apenas as leis da mecânica, bem como a análise de posições segmentares e de forças internas e externas, que permitem o controlo motor e a execução de uma tarefa face aos diferentes momentos de inércia.

Apesar das estratégias serem diferentes em cada execução, a tarefa motora efetuada apresenta um comportamento comum a todos os executantes, ou seja um conjunto de movimentos idênticos que se repetem ao longo do tempo de forma metódica. Neste estudo, a tarefa motora (os saltos) e o ambiente foram comuns em todos eles, variando sim a estratégia desenvolvida em cada um dos saltos executados por cada um dos executantes.

Os termos valgo ou varo são utilizados para descrever posições do joelho no plano frontal, que não são fisiológicas por parte do joelho mas resultantes da diminuição da ativação muscular da anca, que desta forma altera a cinética e cinemática do joelho, alterando a estabilidade dinâmica de uma articulação submetida a forças com intensidades potencialmente nocivas.

Alguns autores referem que a questão do valgismo dinâmico ocorre por falta de controlo e diminuição da ativação dos músculos da anca, desencadeando-se rotação interna do fémur e, conseqüentemente ocorre o aparecimento do valgo em atividades que exigem um maior controlo desta articulação com compromisso da capacidade dos grupos musculares mediais em suportarem adequadamente a carga a nível de joelho, nomeadamente no salto vertical e conseqüente fase de apoio (McLean *et al.*, 2005; Prins & van der Wuff, 2009; Souza & Powers, 2009; Powers, 2010).

No presente estudo pretendeu-se descrever a ativação muscular juntamente com a variação da angulação durante a fase de apoio em saltos à direita e à esquerda. Verifica-se que durante a Fase Descendente do salto, à direita o ângulo tende a diminuir e à esquerda tende a aumentar. Este fato pode possivelmente dever-se a uma questão de dominância por parte dos executantes uma vez que são desenvolvidas estratégias de estabilidade articular e rigidez dinâmica diferentes na tentativa de controlar os elementos que atuam sobre cada um dos complexos articulares, de forma a controlar o seu estado de tendência para o equilíbrio mantendo-se os segmentos anatómicos adjacentes numa posição angular adequada durante todo o deslocamento. Possivelmente por uma questão de dominância, os executantes transferem mais peso para o membro inferior direito, o que poderá implicar uma diminuição da variação médio-lateral do joelho com um aumento da estabilidade. Para controlar a transferência de peso o médio glúteo deverá ter que aumentar a sua ativação e desta forma, o grande glúteo não necessita aumentar a sua atividade mioelétrica. Sendo assim, será importante em estudos futuros monitorizar também o médio glúteo, para se conseguir compreender melhor esta ocorrência. Como o membro esquerdo não têm uma transferência tão grande de peso, tende a apresentar uma maior rotação interna da anca que se traduz pelo aumento do ângulo de valgo. É de salientar que apenas se estipulam

hipóteses sobre esta ocorrência, não servindo o presente parágrafo como afirmação sobre este acontecimento.

Quando se aborda a amostra na sua totalidade, sem divisões entre os géneros é possível descrever que o quadricípete (reto anterior) tanto à direita como à esquerda está relacionado com a variação do ângulo durante a Fase Descendente quer com o menor ou maior ângulo de valgo de joelho respetivamente. Este facto é suportado pela literatura em que é referido que o reto femoral aumenta a sua ativação na fase de pré-contato para a fase de pós contato com o solo (bem como para os restantes músculos do quadricípete) uma vez que, durante a fase Descendente do movimento a contração excêntrica deste músculo é crucial para reduzir a tensão causada pelas forças de intensidades muito elevadas, para absorver a energia produzida pelas forças de reação ao solo e, conseqüentemente desacelerar o movimento. No entanto, para que ocorra a desaceleração, a contração deste músculo provoca um aumento substancial nas forças anteriores do joelho, sendo contraposta pela co-ativação dos isquiotibiais de forma a estabilizar o joelho no plano frontal (Li *et al.*, 1999; Coombs & Garbutt, 2002; Tillman *et al.*, 2004; Hewett *et al.*, 2005; Nagaro *et al.*, 2007; Hanson, Padua; Blackburn, Prentice & Hirth, 2008; Elmer, Madigan & Martin, 2010).

Desta forma, após o contato com o solo seria de esperar um aumento da atividade mioelétrica do reto anterior tanto à direita como à esquerda (que justifica a fraca correlação entre a variação do menor ou maior ângulo de valgo relativamente à sua ativação).

Neste estudo, não existe relação entre a angulação do joelho e ativação do grande glúteo na variação da angulação durante a fase Descendente à direita ou à esquerda.

No entanto, observa-se nos resultados no joelho direito que o recrutamento do reto anterior é diretamente proporcional ao recrutamento do grande glúteo. Este fato é suportado pelo estudo de Pollard *et al.* (2010) que refere que quanto maior o recrutamento dos extensores da anca para absorver o impacto, menor são os ângulos de valgo de joelho e quando os extensores da anca não são capazes para contribuir adequadamente para a desaceleração do centro de massa corporal durante a receção ao solo, os indivíduos tendem a compensar mais com o quadricípete.

Na variação do ângulo na Fase Ascendente não existe qualquer relação entre a angulação do joelho e a ativação muscular estudada nos dois membros, verificando-se também que os 6 músculos em estudo diminuem a sua ativação mioelétrica da Fase Descendente para a Fase Ascendente. A Fase Ascendente do salto (antes de se iniciar a fase de voo) ocorre por meio de uma ação concêntrica. Estes dados podem possivelmente

ser justificados pelo ciclo do alongamento encurtamento em que após uma contração excêntrica (decorrente na Fase Descendente) segue-se uma concêntrica e, desta forma melhorar-se a capacidade de armazenar energia elástica durante o pré-alongamento, para que esta possa ser utilizada durante a fase concêntrica do movimento (Komi, 2000; Rossi & Brandalize, 2007; Carvalho, 2008). Para se compreender da melhor forma e justificar melhor este dado, talvez fosse importante a recolha de informação no plano sagital.

Outro aspeto a ter em consideração é a posição do tronco, uma vez que quando o tronco se encontra mais fletido, o vetor das forças de reação encontra-se anteriorizado, aumentando o recrutamento dos extensores da anca, diminuindo o recrutamento sob os extensores de joelho. Com o tronco mais ereto, acontece o efeito oposto, aumentando-se o recrutamento sob os extensores de joelho e diminuindo o recrutamento dos extensores da anca (Powers, 2010). Apesar da posição do tronco não ter sido avaliada, o fato dos saltos serem rápidos faz com que o executante realize menor flexão de tronco. Para descrever esta intercorrência é necessário um estudo mais aprofundado. Não estando contemplado nos objetivos da presente análise mas que pode possivelmente ter influenciado os resultados obtidos neste estudo.

Para sistematizar a relação entre a ativação e a variação do ângulo construiu-se a tabela 5.21.

Tabela 5.21 – Representação esquemática da relação entre a ativação muscular e a variação do ângulo de joelho nas fases descendente e ascendente à direita e esquerda.

	Fase Descendente	Fase Ascendente
Direita	∨ Valgo; ∟ Reto anterior	Sem relação
Esquerda	∟ Valgo; ∟ Reto Anterior	Sem relação

Quando se realiza a divisão da amostra por géneros verifica-se que existe relação entre a variação do ângulo (maior ou menor) e a ativação muscular em estudo para o género feminino não existindo para o masculino. Como referido por Granata *et al.* (2002), existem diferenças entre os géneros no controlo da rigidez articular, apresentando o género feminino maior instabilidade e maior variação angular e, conseqüentemente desencadeiam-se estratégias de estabilidade diferentes na tentativa de manter o centro de gravidade dentro da base de sustentação.

Como se pode observar nos resultados, no género feminino à direita a variação do ângulo de valgo tende a diminuir (relacionando-se com uma maior ativação do reto anterior e menor ativação dos isquiotibiais) e à esquerda a variação do ângulo tende a aumentar (relacionando-se com o aumento da ativação do quadricípete e do grande glúteo e com

menor ativação dos isquiotibiais). Desta forma, avalia-se que as estratégias para manutenção da estabilidade entre os dois membros são diferentes no género feminino, verificando-se que à esquerda existe uma tendência para um aumento da variação do ângulo de valgo, sendo o grande glúteo recrutado com o objetivo de estabilizar a anca e resistir aos movimentos de flexão, adução e rotação interna. Este fato é suportado por alguns estudos que referem que quando os movimentos são executados em cadeia cinética fechada, nomeadamente na receção ao solo, é necessário uma boa estabilidade desta articulação para controlar os movimentos dos segmentos distais durante as atividades de carga e de peso. O recrutamento do grande glúteo possivelmente teria como objetivo o controlo do valgismo dinâmico de joelho valgismo dinâmico (Prentice & Voight, 2001; Zazulak *et al.*, 2005; Russell *et al.*, 2007; Powers, 2010; Souza & Powers, 2010).

Alguns estudos referem que as mulheres apresentam aumento da atividade mioelétrica do quadríceps e reduzida de isquiotibiais quando comparadas com os homens (Malinzak *et al.*, 2001; Markolf, O'Neil & Jackson, 2004; Chappell, Creighton, Guiliani, Yu & Garrett, 2007; Nagaro *et al.*, 2007; Hanson *et al.*, 2008). Desta forma, as executantes femininas encontram-se predispostas a um risco acrescido de lesões de LCA quando existe aumento atividade do quadríceps combinada à redução da atividade do grande glúteo (Zazulak *et al.*, 2005). As diferenças cinemáticas entre os géneros têm sido utilizadas como teoria para explicar a elevada incidência de lesões do LCA nas mulheres.

No entanto, no presente estudo não se observaram relações na variação da angulação do joelho (quer esquerdo ou direito) e a ativação muscular para o género masculino. O que parece que os homens apresentam estratégias diferentes para manter a angulação do joelho. No que diz respeito ao género masculino, é observado que estes utilizam mais os músculos extensores da anca para dissipar uma grande parte da energia produzida durante a receção ao solo. Pensa-se que as mulheres adotam estratégias que requerem, preferencialmente o quadríceps e os gêmeos para essa finalidade (Decker, Torry, Wyland & Sterett, 2003). Estes autores compararam variáveis cinemáticas, cinéticas e de absorção de energia (trabalho) entre os géneros na receção ao solo de uma plataforma elevada e verificaram que as mulheres apresentam menor ângulo de flexão do joelho e maior flexão plantar do tornozelo no contato inicial com o solo. Verificou-se que embora o ângulo de flexão da anca no contato inicial e o pico de flexão da anca, não tenham sido diferentes entre os géneros, as mulheres apresentam maior absorção da energia pelo joelho e pelo tornozelo, quando comparado com a anca, enquanto que os homens não demonstram diferenças entre as articulações. Desta forma, os autores concluem que as mulheres ao realizarem a receção ao solo numa posição mais ereta, são incapazes de dissipar a energia cinética produzida na fase de contato com o chão de forma equilibrada entre as articulações do membro inferior, resultando numa possível sobrecarga da articulação do joelho.

Desta forma, sugere-se que a diferença entre os géneros na variação dos ângulos de valgo de joelho durante os saltos verticais, assim como nas posturas adotadas no género feminino previamente à receção ao solo, são devido a alterações no controlo muscular do membro inferior e, provavelmente, refletem as diferenças no padrão de contração dos músculos periarticulares do joelho, bem como dos músculos da anca, contribuindo para a disparidade de lesões entre os géneros.

Embora se coloquem hipóteses sobre o papel dos músculos abdutores e rotadores externos da anca no controlo do fémur e, conseqüentemente nos movimentos do joelho durante as atividades em cadeia cinética fechada, existem poucos estudos que abordem a influência desses músculos sobre estas articulações nos dois géneros. Desta forma é pertinente que se continue a estudar detalhadamente em análise futuras.

De forma a esquematizar a influência do género na variação da angulação na Fase Descendente e Ascendente construiu-se a tabela 5.22.

Tabela 5.22 – Esquematização da influência do género na variação da angulação na fase descendente e ascendente

Género	Membro	Fase Descendente	Fase Ascendente
Feminino	Direito	∇ Valgo; ∧ Reto Anterior; ∇ Isquiotibiais	Sem relação
	Esquerdo	∧ Valgo; ∧ Reto Anterior; ∇ Isquiotibiais; ∧ Grande Glúteo	Sem relação
Masculino	Direito	Sem relação	Sem relação
	Esquerdo	Sem relação	Sem relação

Tendo em conta que o valgismo dinâmico da anca também poderá ser influenciado pela ativação dos abdutores, seria importante a realização de estudos que analisem a combinação destes músculos com a ativação do grande e médio glúteo, quadricípete e isquiotibiais.

Segundo Tillman, Hass, Brunt & Bennett (2004) cerca de 90% dos saltos ofensivos e defensivos no voleibol são realizados bilateralmente e 40% das receções ao solo são realizadas unilateralmente. Os autores Pappas, Hagins, Sheikhzadeh, Nordin & Rose (2007), compararam saltos bilaterais e unilaterais e verificaram que nos unilaterais existe um aumento da abdução do joelho, diminuição da flexão de joelho e diminuição da adução da anca. Sendo assim, sugere-se que nos estudos futuros se analise em apoio unipodal para se obter informações sobre as estratégias de manutenção da estabilidade e se estas mesmas estratégias serão ou não iguais em apoio bipodal.

As limitações deste estudo podem centrar-se no material utilizado para a recolha dos dados. Em estudos futuros seria importante utilizar um sistema Vicon com melhor qualidade

de imagem. No entanto, deve salientar-se que mesmo com estas limitações se conseguem obter conclusões importantes para a prática clínica.

O sincronismo entre o *switch* e o vídeo, a ausência de monitorização do médio glúteo e o número reduzido de executantes que realizaram os saltos também podem ser considerados como uma limitação ao estudo e que deverão ser tidas em conta na realização de estudos futuros.

5.2 Considerações na prevenção de Lesões em Músculo-Esquelética

da Reabilitação Músculo-Esquelética, nomeadamente na prevenção de lesões que podem advir da ausência de controlo proximal e que desencadeia alterações a nível médio-lateral do joelho.

Colocam-se várias questões, nomeadamente: Será importante o conceito de estabilidade articular no joelho? Será que a diminuição da ativação muscular da anca tende e poderá desencadear diversas patologias a nível do joelho? Será que a estabilidade dinâmica do joelho ao ser compreendida de uma forma mais detalhada poderá conduzir à elaboração de planos de intervenção mais precisos?

A execução de cada tarefa ou atividade depende da capacidade do sistema em estabilizar esses segmentos, quer seja dinâmica ou quasi-estaticamente. A estabilidade dinâmica do joelho consiste na capacidade desta articulação em manter-se estável quando submetida a cargas que mudam rapidamente durante a atividade. Um dos indicadores de estabilidade é a rigidez articular, que consiste na capacidade da articulação em responder a uma perturbação ou a deslocamentos angulares. A co-contração anterior e posterior do joelho apresenta um papel crucial no controlo da rigidez articular e na manutenção da estabilidade articular dinâmica, prevenindo a gaveta anterior excessiva, o valgismo e lesões de LCA. Bem como, o fortalecimento dos rotadores externos impedem a sobrecarga sob a articulação patelo-femoral (Reimann *et al.*, 2001; Solomonow & Krogsgaard, 2001; Gabriel *et al.*, 2008; Abrantes, 2009; Atalaia & Abrantes, 2009; Atalaia & Abrantes, 2010).

No que diz respeito à segunda questão, como defendido por diversos estudos, a diminuição na força muscular da anca (nomeadamente na co-ativação anterior e posterior, adução e rotação interna) provoca alterações na dinâmica do joelho devido à incapacidade de manter um correto alinhamento dos segmentos corporais no plano frontal e transversal,

nomeadamente no que diz respeito ao aumento do ângulo de valgo. A incapacidade na ativação desta musculatura, diminui a rigidez articular do joelho, aumenta as forças anteriores sobre o joelho na fase excêntrica e aumenta a rotação interna, sobrecarregando o LCA. A presença do valgismo dinâmico, decorrente da diminuição de atividade muscular por parte da anca durante o decorrer de atividades funcionais, pode alterar o correto alinhamento da patela e, conseqüentemente aumenta-se a sobrecarga nos retináculos patelares e na cartilagem articular, predispondo o aparecimento de dor anterior no joelho (Nordin & Frankel, 2003; Bougla *et al.*, 2008; Zebis *et al.*, 2009; Souza & Powers, 2010; Powers, 2010).

Relativamente à terceira questão, têm sido desenvolvidos muitos programas de prevenção de lesões com o intuito de alterar algumas características neuromusculares e biomecânicas que potencialmente contribuem para o elevado índice de ruturas do LCA e para o desenvolvimento de SPF, principalmente nas atletas do género feminino. Os programas englobam a combinação de atividades que envolvem: alongamentos, fortalecimento muscular, pliometria e exercícios de equilíbrio e propriocepção. Embora os programas demonstrem diminuição do número de lesões do LCA, existem poucos estudos em que se analisem os efeitos biomecânicos destes protocolos aplicados no membro inferior. No entanto, existem muito poucos estudos que abordem o fortalecimento específico dos músculos lombo-pélvicos, em que se verifique a sua influência em determinados gesto motores.

No estudo realizado por Myer, Ford, Palumbo & Hewett (2005) em que se englobaram programas em que existiu combinação de atividades que envolvem alongamentos, treino pliométrico, exercícios de estabilização lombo-pélvica, fortalecimento de membros superiores e inferiores, treino de equilíbrio, treino de resistência e treino com mudanças de direção durante seis semana, verificou-se uma diminuição do torque de valgo (28%) e varo (38%) e os resultados deste estudo apoiam a hipótese de que a combinação de um programa de treino na prevenção de lesões melhora o desempenho e biomecânica do movimento.

Os autores Hewett, Stroupe, Nance & Noyes (1996) realizaram um estudo em onze mulheres que incluía treino pliométrico, alongamentos, fortalecimento dos músculos do tronco, dos membros superiores e inferiores durante seis semanas, com o objetivo de melhorar o desempenho na receção ao solo. Foi verificado por estes autores que se aumentou o torque dos isquiotibiais/quadrícipete, diminuiu-se o pico de força de receção ao solo em 22% e diminuiu-se os momentos em adução e abdução da anca.

Noutro estudo realizado por Pollard, Sigward, Ota, Langford & Powers (2006) em 18 jogadoras de futebol aplicou-se um treino composto por alongamentos, fortalecimento,

exercícios pliométricos e treino com mudanças de direção, nos quais se enfatizou o correto alinhamento na recepção ao solo e as mudanças de direção, verificando-se a diminuição da rotação interna e aumento dos ângulos de abdução da anca na recepção ao solo. No entanto, apesar de não ter sido avaliada a força e a atividade eletromiográfica dos abdutores e rotadores externos da anca, os autores acreditam que esses músculos influenciam a melhoria do padrão de movimento no género feminino após os treinos.

No estudo realizado por Herman, Weinhold, Guskeiewicz, Garret, Yu & Padua (2008) aplicaram-se exercícios de fortalecimento específico em cadeia cinética aberta dos músculos abdutores e rotadores externos da anca em variáveis cinemáticas e cinéticas dos membros inferiores nas mulheres. Verificou-se que existiu um aumento significativo na força destes músculos, não existindo alterações nas outras variáveis analisadas. Sendo assim, os autores sugerem que a realização isolada de exercícios de fortalecimento em cadeia cinética aberta (mesmo com aumento da força muscular) não proporcionou alterações nas estratégias de recrutamento muscular que alterassem a cinemática dos membros inferiores.

Embora os estudos demonstrem diferenças a nível da biomecânica da anca entre homens e mulheres, o número de estudos é insuficiente, necessitando-se de novas abordagens e novos estudos que analisem as diferentes atividades funcionais e se os diferentes padrões de movimento ocorrem em determinadas ações desportivas.

6. Conclusão

O movimento é um componente essencial da vida diária, fundamental para a realização de tarefas com o menor gasto de energia de forma a ser possível vencer a força da gravidade. O comportamento motor perante determinada tarefa é único, refletindo experiências anteriores e relacionando os componentes estáticos e dinâmicos e envolvem a análise das forças envolvidas (cinética) ou de deslocamentos angulares (cinemática) perante determinado ambiente.

Cada individuo reage de forma diferente perante a mesma situação e mesmo quando uma tarefa é realizada de forma repetida ao longo do tempo, o seu comportamento motor e a sua variabilidade de soluções adequam-se ao objetivo que tem que ser finalizado, desencadeando-se em cada execução uma estratégia diferente de forma a ser possível manter a estabilidade.

O certo é que, em cada comportamento motor exige uma cadeia, por vezes complexa, de segmentos corporais, de grupos musculares, de ossos, de ligamentos ou tendões que permitem realizar determinados movimentos. Esse comportamento poderá ser pior ou melhor executado, consoante a sincronização do movimento de todos os intervenientes diretos ou indiretos dos segmentos circundantes.

Na prática Clínica e, nomeadamente no tratamento de patologias que advém da falta de controlo dinâmico por parte anca e que afetam o valgismo de joelho, é crucial para os Fisioterapeutas no seu plano de intervenção incluírem a estabilidade por parte da articulação suprajacente permitindo aos seus utentes um maior controlo dinâmico nas diversas tarefas diárias.

O clínico deve ter em conta o membro dominante do seu utente de forma a serem interpretadas as diferentes estratégias utilizadas com o objetivo de estabilizar dinamicamente uma articulação. As questões da lateralidade devem ser melhor estudadas pelo Clínico de forma a compreender-se se o fato de se realizarem movimentos predominantemente com um dos membros influencia as estratégias adotadas para execução de uma tarefa.

Observam-se diferenças entre os géneros em relação às estratégias biomecânicas desenvolvidas pela anca na realização de um determinado comportamento motor que são responsáveis por influenciar a tendência para um aumento ou diminuição da variação do ângulo de valgismo, que favorecem o elevado índice de lesões no joelho no género feminino.

7. Referências

- Abrantes, J. (2006). Biomecânica da Estabilidade Articular. *Ver Bras. Educ. Fis. Esporte*, 20, 87-89.
- Abrantes, J. (2007). Rigidez dinâmica como indicador de estabilidade articular. Comunicação in *XII Congresso Brasileiro de Biomecânica*. São Pedro, São Paulo – Brasil.
- Abrantes, J. (2008). *Fundamentos e elementos de análise em Biomecânica do movimento Humano*. MovLab – Universidade Lusófona de Lisboa. Disponível on-line em: <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>
- Abrantes, J. (2009). Estabilidade Articular na tibiotársica – Adaptabilidade da rigidez dinâmica associada. *I Simposium Internacional de Biomecânica Y Podologia Desportiva*, Sevilla – Spain.
- Alcino, C.; Viana, S.; Fonseca, S.; Bricio, R. & Vaz, D. (2004). Mecanismos Neuromusculares de Controle da Estabilidade Articular. *Revista Brasileira de Ciências e Movimento*, 12 (2), 35-42.
- Alonso, A.; Brech, G. & Greve, J. (2010). Técnicas de avaliação proprioceptiva do ligamento cruzado anterior do joelho. *Acta Fisiatrica*, 17 (3), 134-140.
- Associação Portuguesa de Fisioterapeutas [APF] (2005). Padrões de prática. Adaptação do documento da região Europeia da WCPT (Core Standards of Physical Therapy Practice) (2ª Ed.).
- Atalaia, T. & Abrantes, J. (2009). *Dinamometria do Apoio Plantar relacionada com o Ângulo do Retopé do Tornozelo*. Tese de Mestrado apresentada à Escola Superior de Saúde do Alcoitão, Alcoitão.
- Atalaia, T. & Abrantes, J. (2010). Medial-lateral CoP-Rearfoot Relation during stance. In *6th International Conference on technology and Medial Sciences, Porto*.
- Bartlett, R. (2007). *Introduction to Sports Biomechanics. Analysing Human Movement Patterns* (2ª Ed). London and New York: Routledge.
- Bobbert, M. & Van Soest, A. (1994). Effects of muscle strengthening on vertical jump height: a simulation study. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26 (8), 1112- 1120.
- Bolgia, L.; Malone, T.; Umberger, B. & Uhl, T. (2008). Hip Strength and Hip and Knee Kinematics During Stair Descent in Females With and Without Patellofemoral Pain Syndrome. *JOSPT*, 38 (1), 12-18.
- Bryant, A.; Creaby, M.; Newton, R. & Steele, J. (2008). Dynamic Restraint Capacity of the Hamstring Muscles Has Important Functional Implications After Anterior Cruciate Ligament Injury and Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89 (12), 2324-2331.
- Carpenter, C. (2005). *Biomecânica* (1ª Ed). Sprint LDTA: Rio de Janeiro.
- Carvalho, A. (2008). Estudo Comparativo do Salto Vertical entre desportistas especializados em saltos e não desportistas, de ambos os géneros. Monografia apresentada à Faculdade de Desporto da Universidade do Porto, Porto.
- Chappell, J.; Creighton, R.; Giuliani, C.; Yu, B. & Garrett, W. (2007). Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump: risk for noncontact anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med*, 35(2), 235-241.
- Coombs, R. & Garbutt, G. (2002). Developments in the use of the hamstring/ quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. *Journal of Sports Science and Medicine*, 1, 56-62.
- Cowling, J. & Steele, J. (2001). Is lower muscle synchrony during landing affected by gender? Implications for variations in ACL injury. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11, 263-268.

- Davis, R. & DeLuca, P. (1996). Gait Characterization via dynamic joint stiffness. *Gait and Posture*, 4, 224-231.
- De Luca, C. (1997). The use of electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech*, 13, 135-163.
- Decker, M.; Torry, M.; Wyland, D. & Sterett, W. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clin Biomech*, 18 (7), 662-669.
- Docherty, C.; Arnold, b.; Zinder, S., Granata, K. & Gansneder, B. (2004). Relationship between two proprioceptive measures and stiffness at the ankle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14, 317-324.
- Duncan, A. & McDonagh, J. N. (2000). Stretch reflex distinguished from preprogrammed muscle activations following landing impacts in man. *Journal of Physiology*, 526 (2), 457-468.
- Ebben, W. (2007). Practical Guidelines for Plyometric Intensity. *NSCA's Performance Training Journal*, 6 (5), 12-18.
- Elmer, S.; Madigan, M. & Martin, J. (2010). Joint-specific power absorption during eccentric cycling. *Clin Biomechanics*, 25, 154-158.
- Fagenbaum, R. & Darling, W. (2003). Jump landing strategies in male and female college athletes and implications of such strategies for anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 31 (2), 233-240.
- Farley, C.; Houdijk, H.; Strien, C. & Louie, M. (1998). Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses. *Journal of Applied Physiology*, 85, 1044-1055.
- Ferber, R.; Davis, I. & Williams, D. (2003). Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clin Biomech*, 18 (4), 350-357.
- Ford, K.; Myer, G. & Hewett, T. (2003). Valgus Knee Motion during Landing in High School Female and Male Basketball Players. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 1745-1750.
- Ford, K.; Myer, G.; Smith, R.; Vianello, R.; Seiwert, S. & Hewett, T. (2006). A comparison of dynamic coronal plane excursion between matched male and female athletes when performing single leg landings. *Clin Biomech*, 21 (1), 33-40.
- Gabbard, C. (1996). A question of foot dominance. *The Journal of General Psychology*, 123 (4), 289-296.
- Gabriel, R.; Abrantes, J.; Granata, K.; Bulas-Cruz, J.; Melo-Pinto, P. & Felipe, V. (2008). Dynamic joint stiffness of the ankle during walking: Gender-related differences. *Physical Therapy in Sport*, 9, 16-24.
- Galindo, A. *et al.* (2009). Neuromuscular control in landing from supra-maximal dropping height. *Journal Applied Physiology*, 106, 539-547.
- Gardner-Morse, M. & Stokes, I. (2001). Trunk stiffness increases with steady-state effort. *Journal of Biomechanics*, 34, 457-463.
- Granata, K.; Padua, D. & Wilson, S. (2002). Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping task. *J Electromyogr Kinesiol*, 12 (2), 127-135.
- Hamill, J. & Knutzen, K. (1999). *Bases Biomecânicas do Movimento Humano* (1ª Ed). Editora Manole LDTA: São Paulo.
- Hansen, A.; Childress, D.; Miff, S.; Gard, S. & Mesplay, K. (2004). The human ankle during walking: implications for design of biomimetic ankle prostheses. *Journal of Biomechanics*, 37, 1467-1474.
- Hanson, A.; Padua, D.; Blackburn, J.; Prentice, W.; Hirth, C. (2008). Muscle activation during side-step cutting maneuvers in male and female soccer athletes. *J Athl Train*, 43 (2), 133-143.
- Hasson, C.; Dugan, E.; Doyle, T.; Humphries, B. & Newton, R. (2004). Neuromechanical strategies employed to increase jump height during initiation of the squat jump. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14, 515-521.

- Herman, D.; Weinhold, P., Guskiewicz, K. Garret, W., Yu, B. & Padua, D. (2008). The effects of the strength training on lower extremities biomechanics of female recreational athletes during a stop-jump task. *Am J Sports Med*, 36 (4), 733-740.
- Hermens, H. J. *et al.* (1999). *SENIAM 8: European Recommendations for surface ElectroMyography*, Enschede, The Netherlands.
- Hewett *et al.* (2005). Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes – A prospective Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 33 (4), 492- 501.
- Hewett, T.; Stroupe, A.; Nance, T. 6 Noyes, F. (1996). Plyometric training in female athletes decreased impact forces and increased hamstring torque. *Am J Sports Med*, 24 (6), 765-773.
- Hootman, J.; Dick, R. & Angel, J. (2007). Epidemiology of Collegiate Injuries for 15 Sports: Summary and Recommendations for Injury Prevention Initiatives. *Journal of Athletic Training*, 42 (2), 311-319.
- Huston, R. (2009). *Principles of Biomechanics*. Londres: CRC Press – Taylor & Francis Group.
- Jatin, A. (2007). *A Comparison of Knee Muscle Activation and Knee Joint Stiffness between Female Dancers and Basketball Players during Drop Jumps*. Dissertação de Doutorado apresentada na University of North Carolina at Greensboro.
- Kamibayashi, K.; Muro, M. (2006). Modulation of pre-programmed muscle activation and stretch reflex to changes of contact surface and visual input during movement to absorb impact. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16 (5), 432–439.
- Kapandji, A. (2000). *Fisiologia Articular* (5ª ed.). São Paulo: Manole.
- Komi, P. (2000). Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *Journal of Biomechanics*, 33, 1197-1206.
- Krosshaug, T. *et al.* (2007). Mechanism of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(3), 359-367.
- Lee, H.; Liau, J.; Cheng, C.; Tan, C. & Shih, J. (2003). Evaluation of shoulder proprioception following muscle fatigue. *Clinical Biomechanics*, 18, 843-847.
- Lee, P.; Rogers, E. & Granata, K. (2006). Active Trunk Stiffness Increases with Co-contraction. *J Electromyogr Kinesiol*, 16(1), 51-57.
- Leetun, D.; Ireland, M.; Willson, J.; Ballantyne, B. & Davis, I. (2004). Core Stability Measures as Risk Factors for Lower Extremity Injury in Athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36, 926-934.
- Lenarcic, J. (2007). Vertical Jump: Biomechanical Analysis and Simulation Study. *Humanoid Robots, New Developments*, 551-566.
- Leporace, G. *et al.* (2011). Ativação muscular do Quadril e do joelho em duas Aterrissagens realizadas por atletas do sexo masculino. *Revista Brasileira de Med Esporte*, 17 (5), 324-328.
- Li, G.; Rudy, T. W.; Sakane, M.; Kanomori, A.; Ma, C.B. & Woo, S.L. (1999). The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *J Biomech.*, 32 (4), 395-400.
- Liebermann, D. G. & Hoffman, J. R. (2005). Timing of preparatory landing responses as a function of availability of optic flow information. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15, 120-130.
- Linthorne, N. P. (2001) Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *School of Exercise and Sport Science*, 69 (11), 1198-1204.
- Malinzak, R.; Colby, S.; Kirkendall, D.; Yu, B. & Garrett, W. (2001) A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clin Biomech*, 16 (5), 438-445.
- Markolf, K.; O’Neil, G. & Jackson, S. (2004). Effects of applied quadriceps and hamstrings muscle loads on forces in the anterior and posterior cruciate ligaments. *Am J Sports Med*, 32, 1144-1149.
- Matias, R. & Gamboa, H. (2005). Avaliação do Movimento e Função Humana: Análise cinemática tridimensional e Electromiografia. *EssFisioOnline*, 1 (3), 38-51.

- McLean, S.; Huang, X. & van den Bogert, B. (2005). Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: Implications for ACL injury. *Clinical Biomechanics*, 20, 863-870.
- Miller, M. et al. (2006). The effects of a 6-week plyometric training program on agility. *Journal of Sports Science and Medicine*, 5, 459-465.
- Moura, A. (1989). Treino Pliométrico. Introdução às suas bases fisiológicas e efeitos do treinamento. *Revista Brasileira Ciência e Movimento*, 2 (1), 30-40.
- Myer, G.; Ford, K.; Palumbo, J. & Hewett, T. (2005). Neuromuscular Training Improves Performance and Lower-Extremity Biomechanics in Female Athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19 (1), 51-60.
- Nagaro, Y.; Ida, H.; Akai, M. & Fukubayashi, T. (2007). Gender differences in knee kinematics and muscle activity during single limb drop landing. *The Knee*, 14, 218-223.
- Neumann, D. (2002). *Kinesiology of the Musculoskeletal System – Foundations for Physical Rehabilitation*. New York: Mosby.
- Nordin, M. & Frankel, V. (2003). *Biomecânica Básica do Sistema Musculoesquelético*. (3ª Ed.). Editora Guanabara Koogan S.A: Rio de Janeiro.
- Nyland, J. et al. (2002). Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 1150-1157.
- Oliveira, G. et al. (2011). *Análise Comparativa entre dois métodos de treinamento sensorio-motor em jovens atletas de futebol*, 5 (17). Disponível em: [http://www.perspectivasonline.com.br/revista/2011vol5n17/volume5\(17\)artigo14.pdf](http://www.perspectivasonline.com.br/revista/2011vol5n17/volume5(17)artigo14.pdf)
- Orishimo, K. et al. (2009). Comparison of landing biomechanics between male and female Professional dancers. *The American Journal of Sports Medicine*, 37, 2187-2193.
- Ortiz, A.; Olson, S.; Etnyre, B.; Trudelle-Jackson, E. Bartlett, W. & Venegas-Rios, H. (2010). Fatigue Effects on Knee Joint Stability During Two Jump Tasks in Women. *J Strength Cond Res*, 24 (4), 1019-1027.
- Pappas, E.; Hagins, M.; Sheikhzadeh, A.; Nordin, M. & Rose, D. (2007). Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: gender differences. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 17 (4), 263-268.
- Pascoal, A. (2011). Textos de apoio no âmbito da Unidade Curricular de Epidemiologia. Mestrado em Fisioterapia. Lisboa: ESTSL.
- Pereira, A. (2010). Saltos. Sociedade Portuguesa de Atletismo. Disponível on-line em: www.portugalsaltos.com/.../Jovens%20saltadores%20-Plux
- Plux (2012). *BioPLUX Research- User Manual*. Disponível on-line em: http://www.plux.info/files/ftp/docs/manual_bioPLUXresearch.pdf
- Pollard, C.; Sigward, S. & Powers, C. (2007). Gender differences in hip joint kinematics and kinetics during side-step cutting maneuver. *Clin J Sport Med*, 17 (1), 38-42.
- Pollard, C.; Sigward, S. & Powers, C. (2010). Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. *Clin Biomech*, 25 (2), 142-146.
- Pollard, C.; Sigward, S.; Ota, S.; Langford, K. & Powers, C. (2006). The influence of in-season injury prevention training on lower-extremity kinematics during landing in female soccer players. *Clin J Sports Med.*, 16 (3), 223-227.
- Powers, C. (2003). The Influence of Altered Lower-Extremity Kinematics on Patellofemoral Joint Dysfunction: A Theoretical Perspective. *JOSPT*, 33 (11), 639-646.
- Powers, C. (2010). The Influence of Abnormal Hip Mechanics on Knee Injury: A Biomechanical Perspective. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40 (2), 42-51.
- Powers, C.; Chen, P.; Reischl, S. & Perry, J. (2002). Comparison of foot pronation and lower extremity rotation in persons with and without patellofemoral pain. *Foot Ankle Int*, 23 (7), 634-640.
- Prentice, W. & Voight, M. (2001). *Techniques in musculoskeletal rehabilitation*. New York: MacGraw.
- Prins, M. & van der Wurff, P. (2009). Females with patellofemoral pain syndrome have weak hip muscles: a systematic review. *Aust J Physiotherapy*, 55 (1), 9-15.

- Riemann, B.; DeMont, R.; Ryu, K. & Lephart, S. (2001). The Effects of Sex, Joint Angle, and the Gastrocnemius Muscle on Passive Ankle Joint Complex Stiffness. *Journal of Athletic Training*, 36 (4), 369-377.
- Rossi, L. P. & Brandalize, M. (2007). Pliometria aplicada à reabilitação de atletas. *Revista Salus-Guarapuava-PR*; 1(1).
- Russell, P.; Croce, R.; Swartz, E. & Decoster, L. (2007). Knee-Muscle Activation during Landings: Developmental and Gender Comparisons. *American College of Sports Medicine*, 159-169.
- Sankey, S.; Jones, P. & Bampouras, T. (2008). Effects of two plyometric training programmes of diferente intensity on vertical jump performance in high school athletes. *Serbian Journal of Sports Sciences*, 2 (1-4), 123-130.
- Santello, M. (2005). Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. *Gait Posture*, 21, 85-94.
- Santello, M.; McDonagh, M. & Challis, J. (2001). Visual and non-visual control of landing movements in humans. *Journal of Physiology*, 537 (1), 313-327.
- Schmitz, R.; Kulas, A.; Perrin, D.; Riemann, B. & Shultz, S. (2007). Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings. *Clinical Biomechanics*, 22, 681-688.
- Shin, C. S.; Chaudhari, A. & Andrianchi, T.P. (2009). The effect of isolated valgus moments on ACL strain during single-leg landing: a simulation study. *Journal of Biomechanics*, 42, 280-285.
- Shultz, S. (2008). ACL Injury in the Female Athlete: A Multifactorial Problem That Remains Poorly Understood. *Journal of Athletic Training*, 43 (5), 455.
- Singward, S. & Powers, C. (2006). The influence of gender on knee kinematics, kinetics and muscle activation patterns during side-step cutting. *Clinical Biomechanics*, 21, 41-48.
- Solomonow, M. & Krogsgaard, M. (2001). Sensory-motor control of knee stability. *Med Sci Sport*, 11, 64-80.
- Souza, R. & Powers, C. (2010). Differences in Hip Kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without Patellofemoral Pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39 (1), 12-19.
- Stegeman, D. & Hermens, H. (sem data). Standards for surface electromyography: the European project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM). Disponível on-line em: <http://www.med.uni-jena.de/motorik/pdf/stegeman.pdf>
- Tillman, M.; Criss, R.; Brunt, D. & Hass, C. (2004). Landing Constraints Influence Ground Reaction Forces and Lower Extremity EMG in Female Volleyball Players. *J Appl Biomech*, 20 (1), 38-50.
- Tillman, M.; Hass, C.; Brunt, D. & Bennett, G. (2004). Jumping and landing techniques in elite women's volleyball. *Journal of Sports Science and Medicine*, 3, 30-36.
- Tripp, B.; Boswell, L.; Gansneder, B. & Shultz, S. (2004). Functional fatigue decreases 3-dimensional multijoint position reproduction acuity in the overhead-throwing athlete. *Journal of Athletic Training*, 39 (4), 316-320.
- Ugrinowitsch, C.; Barbanti, V. (1998). O Ciclo de alongamento e encurtamento e a "performance" no salto vertical. *Revista Paulista de Educação Física*, 12 (1), 85-94.
- Urabe, Y. et al. (2005). Electromyographic analysis of the knee during jump landing in male and female athletes. *The knee*, 12, 129-134.
- Whiting, W. & Zernicke, R. (2008). *Biomechanics of musculoskeletal injury*. IL: Human Kinetics.
- Williams, G.; Chmielewski, T.; Rudolph, K.; Buchanan, T. & Snyder-Mackler, L. (2001). Dynamic Knee Stability: Current Theory and Implications for clinicians and scientists. *JOSPT*, 31 (10), 546-566.
- Yeow, C. H.; Ng, K. S.; Cheong, C. H.; Lee, P. V. & Goh, J. C. (2009). Repeated application of incremental landing impact loads to intact knee joints induces anterior cruciate ligament failure and tibiofemoral cartilage deformation and damage: A preliminary cadaveric investigation. *J Biomech.*, 42(8), 972-981.
- Yu, B.; Lin, C. & Garrett, W. (2006). Lower limb extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clinical Biomechanics*, 21, 297-305.

- Zazulak, B.; Ponce, P.; Straub, S.; Medvecky, M.; Avedisian, I. & Hewett, T. (2005). Gender Comparison of Hip Muscle Activity During Single-Leg Landing. *JOSPT*, 35 (5), 292-299.
- Zebis, M.; Andersen, L.; Bencke, J.; Kjaer, M. & Aagaard, P. (2009). Identification of Athletes at Future Risk of Anterior Cruciate Ligament Ruptures by Neuromuscular Screening. *Am J Sports Med*, 37 (10), 1967-1973.
- Zuur, T. *et al.* (2010). Contribution of afferent feedback and descending drive to human hopping. *Journal of Physiology*, 18, 799- 807.

8. Apêndices

8.1 Apêndice 1

8.1.1 Consentimento informado

Consentimento Informado

Eu, _____
portador (a) do Bilhete de Identidade nº _____,
declaro por minha honra participar de livre e espontânea vontade no estudo levado a cabo
pela Terapeuta Arlete Queiroz, no âmbito do Projeto para obtenção do Grau de Mestre, no
decorrer do Mestrado em Fisioterapia, da ESTESL.

Para este consentimento fui informado (a) de todos os procedimentos de recolha e
tratamento de dados, bem como o âmbito e objetivo do estudo, salvaguardando o meu
anonimato.

Por entender e ter esclarecido todas as dúvidas referentes ao presente estudo, abaixo
assino a minha autorização e consentimento para a utilização dos dados recolhidos para o
fim que me foi explicado.

O participante,

_____ Data ___ / ___ / _____

Eu, Arlete Queiroz, portadora do Cartão de Cidadão nº 13001133, por minha honra garanto
ter explicado todos os procedimentos a serem executados na recolha dos dados, bem como
a forma do seu tratamento e a garantia do anonimato dos executantes intervenientes.

Para este efeito realizei uma apresentação formal do estudo, após a qual eram retiradas as
dúvidas existentes e, caso existisse aceitação de participação foi lido e assinado por ambas
as partes o presente consentimento informado.

A autora do estudo,

Data ___ / ___ / _____

8.2 Apêndice 2

8.2.1 Folha de registo

Folha de registo

Data da Recolha: _____ Nome dos ficheiros de recolha de dados: _____

Identificação

Nome: _____ Contato: _____

Dados:

Género: _____ Idade: _____

Peso (Kg): _____ Altura (cm): _____ IMC: _____

Membro dominante? _____

Pratica alguma modalidade desportiva? _____ Se sim, qual? _____

Com que frequência realiza a modalidade? _____ Duração? _____

1.1 Critérios que excluem o Participante:

	Sim	Não
Não consegue compreender o objetivo do estudo em causa		
Não consegue adotar a posição do salto		
Apresenta alguma sintomatologia durante a realização do salto		
Presença de alguma patologia que possa influenciar a realização do estudo (lesões joelho, anca, tornozelo)		
Historial Clínico ou episódio de lesão cardiovascular que impeçam de participar nos saltos		

Check-list

Colocação dos Eléttodos

Canal 1	½ Reto Anterior Dto	X	Canal 5	½ Reto Anterior Esq	X
Canal 2	½ Isquiotibiais Dto	X	Canal 6	½ Isquiotibiais Esq	X
Canal 3	½ Glúteo Dto	X	Canal 7	½ Glúteo Esq	X
Canal 4	Sem correspondência	X	Canal 8	Sem correspondência	X

Treino e definição da zona do salto
Ligar Câmara
Iniciar Recolha

X
X
X

Grelha de recolha

Sujeito	Salto	Check Salvo	Obs
01	1	X	
“	2	X	
“	3	X	
“	4	X	
“	5	X	
“	6	X	
“	7	X	
“	8	X	
“	9	X	
“	10	X	
“	11	X	
“	12	X	
“	13	X	
“	14	X	
“	15	X	
“	16	X	
“	17	X	
“	18	X	
“	19	X	
“	20	X	

8.3 Apêndice 3

8.3.1 Fotograma da Fase de Apoio do Salto Vertical

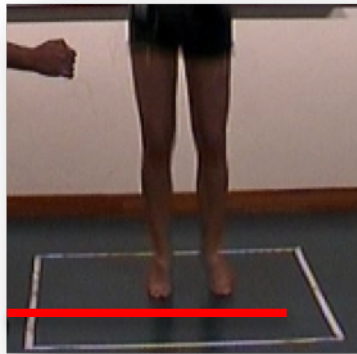


Figura 8.1 – Contato inicial do pé com o solo

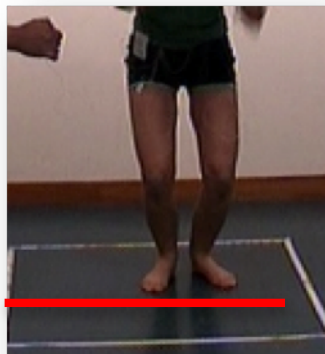


Figura 8.2 – Momento de flexão máxima dos joelhos na recepção ao solo

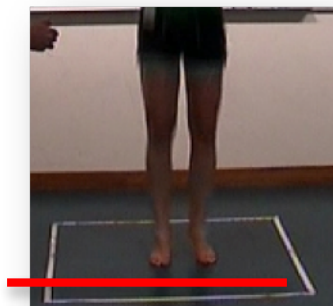


Figura 8.3 – Máximo de extensão dos joelhos após a figura 2

8.4 Apêndice 4

8.4.1 Protocolo para obtenção dos dados de EMG

Protocolo para obtenção dos dados de EMG

1. Iniciar o programa através do comando:
 - `Cd "/Users/arletequeiroz/Desktop/Recolha de dados da EMG"`
2. Ficheiro da EMG a analisar através do comando:
 - `Sinal = loadtxt("nome do ficheiro do executante com o ensaio associado")`
3. Converter as unidades de resolução EMG em volts através dos seguintes comandos:
 - `emg_ensaioX = ch_1 - mean(ch_1)`
 - `emg_ensaioX_volts=(5*emg_ensaioX)/4096.`
4. Passar o "eixo dos x" a tempo através dos comandos:
 - `time = arange(len(emg_ensaioX_volts))`
 - `time = arrange(len(emg_ensaioX_volts))/1000.`
5. Seguidamente realiza-se a filtragem através dos seguintes comandos:
 - `import filters`
 - `from filters import smooth`
 - `emg_filtered = smooth(emg_ensaioX_volts,50)`
6. Obtenção do gráfico de amplitude:
 - `mod_emg_volts = abs(emg_ensaioX_volts)`
7. Colocação do *switch* nos gráficos obtidos:
 - `sw = sinal[:,1]`