

## Ativação muscular na anca e joelho na variação do ângulo de valgo durante a fase de apoio do salto vertical

Arlete Queiroz<sup>1,2</sup>, Tiago Atalaia<sup>3,4</sup>, Maria Isabel Coutinho<sup>5</sup>

1. Mestrado em Fisioterapia, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, Instituto Politécnico de Lisboa. arlete\_queiroz@hotmail.com

2. Cercitop – Centro de Reabilitação, Sintra.

3. Área de Ensino da Fisioterapia, Escola Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa.

4. Regente de Biomecânica do Movimento Humano, Universidade Lusíada.

5. Área Científica de Fisioterapia, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, Instituto Politécnico de Lisboa.

**RESUMO: Introdução e objetivos** – A contração muscular do quadríceps, 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. **Metodologia** – 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). **Resultados** – 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. **Conclusão** – 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 se deverão considerar na realização de estudos futuros.

*Palavras-chave: estabilidade de joelho, ativação muscular, valgo, salto vertical.*

## Knee valgus and hip and knee muscle activations during vertical jump

**ABSTRACT: Background and aims** – The muscular co-contraction of the quadriceps, hamstrings and hip external rotators plays a crucial role in the dynamic control of joint stability, and so does specifically the frontal plane knee valgus mechanism. The purpose of this study was to describe the relationship between muscle activation and the frontal plane knee angle variation during the vertical jump stance phase. **Methods** – The muscular activity of rectus anterior, hamstrings and gluteus maximus muscles were recorded along 220 vertical jumps (110 jumps corresponding to each of the lower limbs) performed by 4 executors (two female and two male, mean age 28 years  $\pm$  6.4) by means of Surface Electromyography collected at 1000Hz and correlated with frontal plane knee angle variation synchronized video data collected at 25Hz. **Results** – 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. **Conclusion** – 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.

*Keywords: knee stability, muscular activation, valgus, vertical jump.*

## Introdução

A estabilidade articular pode ser definida como a habilidade da articulação em retornar ao seu estado original após sofrer uma perturbação. Por outras palavras, é descrita pela capacidade de uma articulação em manter um deslocamento angular ao longo de um percurso motor. Esta estabilidade encontra-se dependente da estabilidade passiva, oferecida pelo componente ligamentar, mas também pela capacidade das forças internas musculares de resistirem às forças externas que atuam nessa articulação, numa estabilidade obtida entre o componente dinâmico e quase-estático<sup>1-6</sup>.

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<sup>7-8</sup>. 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 do fémur podem ter efeitos diretos sobre a cinemática articular tibio-femoral e colocar em tensão os tecidos moles responsáveis pela ligação entre a tibia e a extremidade distal do fémur. 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 tibia e pronação do pé, resultando no valgo dinâmico de joelho<sup>9</sup>.

A fase de apoio (momento em que o pé se encontra em contacto com o solo) do salto vertical é uma das tarefas motoras com execução dinâmica da estabilidade articular no joelho.

Atendendo a esta área do conhecimento ainda pouco explorada, o objetivo do presente estudo-piloto foi descrever se existia 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).

## Métodos

Neste estudo, do tipo descritivo correlacional, utilizámos a definição avançada por Atalaia e Abrantes<sup>5-6</sup>, em que os autores defendem que cada execução é uma estratégia que o executante realiza para dar a resposta adequada às solicitações motoras impostas pelo objetivo e meio ambiente. Assim, foram considerados, como amostra deste estudo, os saltos verticais bipodais realizados por quatro executantes voluntários (dois do género feminino e dois do género masculino). Os participantes leram e assinaram o consentimento informado. Os executantes não tinham nenhuma patologia atual que pudesse influenciar ou inviabilizar a funcionalidade normal dos joelhos e não apresentavam nenhuma patologia cardiovascular que impedisse a sua participação.

## Procedimentos

Na presente investigação foi utilizada a eletromiografia de superfície (EMGsup) da empresa *Plux* ([www.plux.info](http://www.plux.info)) com o sistema *bioPLUX Research* para obtenção dos dados referentes à ativação muscular. No que diz respeito à angulação do joelho, esta foi registada através de uma câmara de vídeo do modelo DCR-TRV 140E/PAL, da empresa *Sony*, com uma frequência de amostragem de 25 Hz, apoiada num tripé de frente para o executante, que tinha como objetivo captar a posição do joelho no plano frontal durante a fase de apoio do salto vertical. O sincronismo entre a EMGsup e o vídeo foi obtido pelo acionar de um *footswitch* quando existia o contacto do pé com o solo, permitindo a sincronização *a posteriori*. O acionar do *footswitch* foi realizado por um fisioterapeuta *expert* em trabalhar com este sistema de recolha de dados. Para testar o *Setup* experimental utilizado foi realizado um estudo prévio para rotinar o processo de aquisição de dados e a qualidade do sincronismo obtido.

O *Setup* era constituído por um quadrado de área de 1m<sup>2</sup>, onde os executantes iriam realizar os saltos. A câmara de vídeo, para recolher informação sobre o comportamento angular do joelho, estava localizada frontalmente ao executante de forma a recolher imagens da totalidade do seu corpo durante todos os saltos.

Antes da recolha de dados, os executantes respondiam a questões de identificação e eram registados os dados antropométricos (peso, altura), género e calculado o índice de massa corporal (IMC). A lateralidade do membro inferior era definida pelo membro usado para chutar uma bola e subir um degrau<sup>10-11</sup>.

Após esta recolha inicial de elementos procedeu-se à preparação da pele e colocação dos sensores de EMGsup, que seguiu as recomendações da *Surface electromyography for non-invasive assessment of muscles* (SENIAM, [www.seniam.org](http://www.seniam.org)). Foram colocados os sensores no reto anterior, isquiotibiais e grande glúteo.

Antes da recolha de dados EMGsup e vídeo foi dado um período de treino para que o executante se ambientasse ao *Setup* e à tarefa solicitada.

Cada executante executou então 3 ensaios de 22 saltos verticais seguidos. Entre cada ensaio existia um período de descanso entre 20 a 40 segundos de pausa, de acordo com a *Practical guidelines for plyometric intensity*<sup>12</sup>. Os saltos múltiplos 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<sup>13-14</sup>. O sistema proprioceptivo e a manutenção do equilíbrio podem ser comprometidos pelo calçado<sup>15</sup>, realizando-se todos os saltos com os executantes descalços. A presença de superfícies mais macias para o amortecimento dos saltos faz com que o salto perca a especificidade pelo aumento da transição entre as fases excêntrica e concêntrica<sup>13</sup>. Deste modo, excluiu-se a utilização de qualquer

material e de qualquer calçado. Para evitar comportamentos antecipatórios não foram referidos quantos saltos o executante iria realizar, mas que deveria saltar o mais alto e o mais rápido possível, de seguida, sem paragens, até ser informado que deveria parar. Os saltos verticais realizados eram bipodais e o executante era informado para realizar flexão dos joelhos a cerca de 90° e do tronco sempre que atingisse o solo. 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<sup>16-17</sup>. O salto bipodal é mais controlável com a frente da câmara, diminuindo o erro de digitalização. Na receção bilateral ao solo, os executantes têm maior base de sustentação, o que viabiliza um menor deslocamento horizontal do centro de massa com menor risco de comprometer o equilíbrio<sup>18</sup>. Após a realização dos três ensaios, os executantes foram incentivados a realizar alongamentos.

Cada executante realizou três ensaios de 22 saltos verticais bipodais, o que perfaz um total de 264 saltos. Foram excluídos os seis saltos iniciais por se considerar que o executante se encontrava a adaptar à tarefa, os seis saltos finais de cada ensaio por se considerar que o executante poderia estar a entrar em fadiga e todos os saltos em que o *switch* não foi ativado ou o sincronismo entre o vídeo e a recolha de eletromiografia não fosse ótima. Foram então considerados válidos para análise deste estudo 110 saltos, sendo 60 referentes a executantes femininos (54% da totalidade dos saltos) e 50 referentes aos executantes masculinos (46% da totalidade dos saltos). Os valores angulares e eletromiográficos dos músculos em análise foram analisados à esquerda e à direita, i.e., 110 saltos à direita e 110 saltos à esquerda, o que contabiliza um total de 220 saltos analisados no estudo. A representação esquemática da amostra final encontra-se na Figura 1.

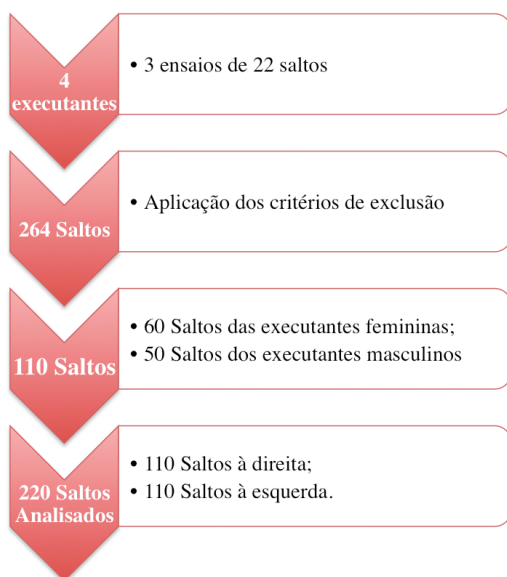


Figura 1: Representação esquemática da amostra final do estudo.

#### Análise de 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; registo da eletromiografia dos músculos reto anterior, isquiotibiais e grande glúteo bilateralmente.

Relativamente aos registos de vídeo foram fragmentados em fotogramas, de modo a isolar os fotogramas coincidentes com as alterações da fase do salto vertical observado. Foram recolhidos os fotogramas correspondentes a: momento do contacto inicial dos pés com o solo (posição 1); o momento de flexão máxima dos joelhos (posição 2); a última foto em que existe contacto do pé com o solo (posição 3). Considerou-se também que, da posição 1 para a posição 2, seria a fase descendente do salto e, da posição 2 para a posição 3, seria a fase ascendente do salto. As posições consideradas podem ser verificadas na Figura 2.

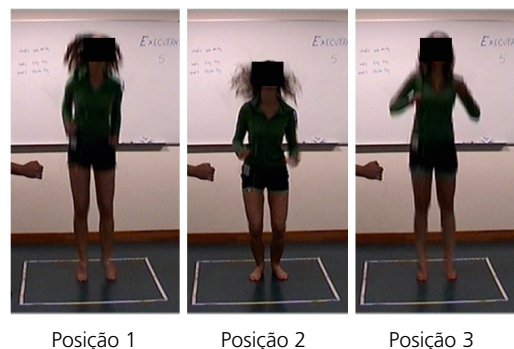


Figura 2: Fotograma das posições do salto vertical observado.

Tendo em conta as posições analisadas anteriormente foram obtidos 348 fotogramas através do *software* livre *Kinovea* ([www.kinovea.org](http://www.kinovea.org)). 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*.

A obtenção do ângulo do joelho foi calculada através do Produto Escalar, sendo identificados os vetores correspondentes ao segmento *perna* e segmento *coxa* através da digitalização de 3 pontos identificativos para cada membro inferior. Os 3 pontos eram a anca (a), zona média do joelho (b) e zona média do tornozelo (c). O ângulo obtido pelo Produto Escalar dos dois vetores coxa e perna era analisado, considerando que: no membro inferior direito um valor de ângulo 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 valor de ângulo positivo indicava a tendência para menor ângulo de valgo e um negativo a tendência para maior ângulo de valgo de joelho. Os valores angulares foram calculados para cada uma das 3 posições identificadas no salto vertical e descritas anteriormente.

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-se verificar 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 a 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, aplicou-se o teorema do limite central.

## Resultados

Neste estudo participaram 4 executantes (2 masculinos e 2 femininos) de idades compreendidas entre os 21 e 33 anos (média  $27,5 \pm 6,4$ ), altura média de 168cm ( $\pm 9,4$ ), peso médio de 62,8 kg ( $\pm 6,2$ ) e IMC médio de 22 Kg/m<sup>2</sup> ( $\pm 3,1$ ). Todos os executantes eram dominantes direitos de pé.

Dos 3 ensaios de 22 saltos de cada executante foram retirados 110 saltos para análise, de acordo com os critérios definidos anteriormente. Estes saltos foram tratados isoladamente, porque deste modo mantinham-se as relações temporais das variáveis a relacionar, facto que não seria possível se fossem consideradas as médias das variáveis<sup>5-6</sup>. De igual modo, foram tratados separados por lado (direito e esquerdo), sendo que cada lado teria 110 saltos. Assim, a amostra final foi de 220 saltos.

Para simplificação dos resultados, os dados foram analisados para cada executante na fase descendente e na fase ascendente para os membros esquerdo e direito. Para calcular a relação entre a ativação muscular dos grupos musculares em estudo e a variação angular utilizaram-se as correlações de *Pearson*.

## Fase descendente

Na fase descendente de toda a amostra em estudo observa-se uma correlação negativa fraca ( $r=-0,257$ ;  $p \leq 0,01$ ) entre a angulação do joelho e a 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 (cf. Tabela 1).

Também é possível verificar que existe uma correlação positiva fraca ( $r=0,320$ ;  $p \leq 0,01$ ) 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 ( $r=-0,249$ ;  $p \leq 0,01$ ) 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 (cf. Tabela 1).

Também se obteve uma correlação negativa fraca na análise dos dados de toda a amostra ( $r=-0,239$ ;  $p \leq 0,05$ ) entre a variação da angulação 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 ( $r=-0,255$ ;  $p \leq 0,01$ ) entre a ativação muscular do grande glúteo e dos isquiotibiais à esquerda, ou seja, quando o glúteo aumenta a sua ativação os isquiotibiais ativam menos (cf. Tabela 2).

Tabela 1: 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	Correlação de <i>Pearson</i>	1	-0,116	<b>0,320**</b>	<b>-0,257**</b>
	Sig.2 ( <i>tailed</i> )		0,229	0,001	0,007
	N	110	110	110	110
Isquiotibiais	Correlação de <i>Pearson</i>	-0,116	1	<b>-0,249**</b>	-0,028
	Sig.2 ( <i>tailed</i> )	0,229		0,009	0,768
	N	110	110	110	110
Grande Glúteo	Correlação de <i>Pearson</i>	<b>0,320**</b>	<b>-0,249**</b>	1	0,002
	Sig.2 ( <i>tailed</i> )	0,001	0,009		0,984
	N	110	110	110	110
Fase descendente	Correlação de <i>Pearson</i>	<b>-0,257**</b>	-0,028	0,002	1
	Sig.2 ( <i>tailed</i> )	0,007	0,768	0,984	
	N	110	110	110	110

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

**Tabela 2:** 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	Correlação de <i>Pearson</i>	1	-0,093	0,125	<b>-0,239*</b>
	Sig.2 ( <i>tailed</i> )		0,333	0,191	0,012
	N	110	110	110	110
Isquiotibiais	Correlação de <i>Pearson</i>	-0,093	1	<b>-0,255**</b>	-0,029
	Sig.2 ( <i>tailed</i> )	0,333		0,007	0,761
	N	110	110	110	110
Grande Glúteo	Correlação de <i>Pearson</i>	0,125	<b>-0,255**</b>	1	-0,050
	Sig.2 ( <i>tailed</i> )	0,191	0,007		0,602
	N	110	110	110	110
Fase descendente	Correlação de <i>Pearson</i>	<b>-0,239*</b>	-0,029	-0,050	1
	Sig.2 ( <i>tailed</i> )	0,012	0,761	0,602	
	N	110	110	110	110

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

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

Quando se procede à análise dos dados pelos géneros obtém-se uma correlação moderada negativa ( $r=-0,551$ ;  $p\leq 0,01$ ) para as executantes femininas, entre a variação da angulação do joelho direito 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 no género feminino que existe uma correlação positiva baixa ( $r=0,341$ ;  $p\leq 0,01$ ) entre a variação da angulação durante e a 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 ( $r=0,379$ ;  $p\leq 0,01$ ) entre a ativação do reto anterior e a ativação do grande glúteo, ou seja, quando aumenta 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 e durante a fase descendente, quando o ângulo tende para um menor ângulo de valgo existe um aumento da ativação do reto anterior e uma diminuição da ativação dos isquiotibiais (cf. Tabela 3).

**Tabela 3:** 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	Correlação de <i>Pearson</i>	1	-0,231	<b>0,379**</b>	<b>-0,551**</b>
	Sig.2 ( <i>tailed</i> )		0,076	0,003	0,000
	N	60	60	60	60
Isquiotibiais	Correlação de <i>Pearson</i>	-0,231	1	0,067	<b>0,341**</b>
	Sig.2 ( <i>tailed</i> )	0,076		0,612	0,008
	N	60	60	60	60
Grande Glúteo	Correlação de <i>Pearson</i>	<b>0,379**</b>	0,067	1	-0,242
	Sig.2 ( <i>tailed</i> )	0,003	0,612		0,062
	N	60	60	60	60
Fase descendente	Correlação de <i>Pearson</i>	<b>-0,551**</b>	<b>0,341**</b>	-0,242	1
	Sig.2 ( <i>tailed</i> )	0,000	0,008	0,062	
	N	60	60	60	60

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

Relativamente à análise dos saltos à esquerda, nas executantes femininas verifica-se que existe uma correlação negativa moderada ( $r=-0,483$ ;  $p\leq 0,01$ ;  $r=-0,499$   $p\leq 0,01$ , respetivamente) entre a variação da angulação do joelho e a ativação do reto anterior e do grande glúteo, ou seja, quando o joelho esquerdo das executantes 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 ( $r=0,401$ ;  $p\leq 0,01$ ) entre a variação da angulação do joelho 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. O reto anterior esquerdo apresenta uma relação negativa moderada ( $r=-0,423$ ;  $p\leq 0,01$ ) e positiva moderada ( $r=0,482$ ;  $p\leq 0,01$ ) com a ativação dos isquiotibiais e do grande glúteo, respetivamente 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 correlação negativa fraca ( $r=-0,323$ ;  $p\leq 0,05$ ) 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 do reto anterior e do grande glúteo e uma diminuição da ativação dos isquiotibiais nas executantes femininas à esquerda (cf. Tabela 4).

Quanto ao género masculino verificou-se que não existe nenhuma correlação entre a ativação muscular dos grupos musculares analisados e angulação do joelho direito. No

entanto, verifica-se para os executantes masculinos à direita que existe correlação negativa moderada ( $r=-0,401$ ;  $p\leq 0,01$ ) entre a ativação do grande glúteo e os isquiotibiais, ou seja, quando aumenta a ativação do grande glúteo diminui a ativação dos isquiotibiais.

Relativamente aos saltos dos executantes masculinos à esquerda verificou-se que não existe nenhuma correlação estatisticamente significativa entre a variação do ângulo e a ativação muscular estudada. Existe uma correlação negativa fraca ( $r=-0,363$ ;  $p\leq 0,01$ ) entre a ativação do grande glúteo, ou seja, quando a ativação do grande glúteo aumenta os isquiotibiais diminuem a sua ativação nos executantes masculinos à esquerda.

#### Fase ascendente

Na fase ascendente é possível verificar que não existem correlações significativas entre a variação da angulação do joelho da posição 2 para a 3 e a ativação muscular dos grupos musculares analisados à direita e à esquerda.

Quando se procedeu à análise dos dados por género observou-se que não existe correlação entre a ativação muscular e variação da posição do joelho nas executantes femininas e nos executantes masculinos à direita e à esquerda.

#### Relação entre a fase descendente e a fase ascendente

Quando se procedeu à análise da ativação muscular da fase descendente para a fase ascendente, na amostra total ou por género, verificou-se que existe uma diminuição da ativação muscular de todos os grupos em estudo da fase descendente para a fase ascendente.

Tabela 4: 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	Correlação de <i>Pearson</i>	1	<b>-0,423**</b>	<b>0,482**</b>	<b>-0,483**</b>
	Sig.2 ( <i>tailed</i> )		0,001	0,003	0,000
	N	60	60	60	60
Isquiotibiais	Correlação de <i>Pearson</i>	<b>-0,423**</b>	1	<b>-0,323**</b>	<b>0,401**</b>
	Sig.2 ( <i>tailed</i> )	0,001		0,012	0,008
	N	60	60	60	60
Grande Glúteo	Correlação de <i>Pearson</i>	<b>0,482**</b>	<b>-0,323**</b>	1	<b>-0,499**</b>
	Sig.2 ( <i>tailed</i> )	0,000	0,012		0,062
	N	60	60	60	60
Fase descendente	Correlação de <i>Pearson</i>	<b>-0,483**</b>	<b>0,401**</b>	<b>-0,499**</b>	1
	Sig.2 ( <i>tailed</i> )	0,000	0,002	0,000	
	N	60	60	60	60

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

## Discussão

É importante salientar que existem diferenças de comportamento intra e inter executantes como descritas em estudos anteriores<sup>5-6</sup>, sendo que cada salto apresenta uma estratégia única que o executante apresenta para alcançar o objetivo neste caso, o salto vertical bipodal. O valgo do joelho é utilizado para descrever relações segmentares da articulação do joelho no plano frontal e que estão relacionadas muitas vezes com alterações do controlo da articulação da anca, nomeadamente a rotação interna. Este valgo dinâmico induzido pela perda de controlo da rotação interna (por diminuição da ativação dos rotadores externos da anca) compromete a estabilidade do joelho, especificamente no compartimento interno, levando a uma inadequada estabilização da carga durante a fase de apoio do salto vertical<sup>9,19-21</sup>. Verificámos que, durante a fase descendente do salto, do lado direito, o ângulo de valgo tende a diminuir enquanto à esquerda tende a aumentar. Isto pode dever-se a uma questão de dominância por parte dos executantes, uma vez que estratégias de estabilidade diferentes podem ser utilizadas por cada membro inferior, existindo uma tendência de colocação do peso corporal preferencial num membro em relação ao outro; neste caso, no lado direito. Devido ao facto de não ter tanta carga corporal para controlar, o lado esquerdo apresenta maior rotação interna e, deste modo, um aumento do ângulo de valgo do joelho. Considerando a amostra total (i.e., sem divisão por género), o reto anterior apresenta uma relação com a variação do ângulo na fase descendente. Esta relação é compatível com uma atitude de pré-ativação antecipatória ao contacto com o solo de modo a preparar o grupo muscular extensor do joelho para a desaceleração do movimento, implicando esta atividade um aumento da co-ativação dos isquiotibiais para estabilização médio-lateral do joelho<sup>22-28</sup>. Deste modo, após o contacto com o solo, seria de esperar um aumento da atividade mioelétrica do reto anterior tanto à direita como à esquerda.

Não conseguimos encontrar relação entre a variação angular e a ativação do grande glúteo durante a fase descendente à direita ou à esquerda. No entanto, verificámos que o recrutamento do reto anterior é proporcional ao recrutamento do grande glúteo. Pollard e colegas<sup>18</sup> referiram que, quanto maior o recrutamento dos extensores da anca para a absorção do impacto, menor é o ângulo de valgo do joelho e quando os extensores da anca não são capazes de contribuir adequadamente para a desaceleração do movimento na receção ao solo, os executantes tendem a compensar mais com a utilização do quadríceps. A relação entre a ativação muscular e a variação angular encontrada resume-se a: na fase descendente direita existe uma diminuição do valgo, o que corresponde a um aumento da ativação do reto anterior; na fase descendente esquerda, a um aumento do valgo corresponde um aumento da ativação do reto anterior; em ambas as fases ascendentes, direita e esquerda, não foram encontradas relações entre ativação muscular e variação angular.

Quando se divide a amostra por género 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. Granata e colegas<sup>29</sup> referem que existem diferenças entre os géneros no controlo da rigidez articular, apresentando o género feminino maior instabilidade e maior variação angular, desencadeando-se, conseqüentemente, 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 quadríceps 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 facto 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<sup>9,21,30-31</sup>.

Alguns estudos referem que as mulheres apresentam aumento da atividade mioelétrica do quadríceps e reduzida de isquiotibiais quando comparadas com os homens<sup>26-27,32-34</sup>. Deste modo, as executantes femininas encontram-se predispostas a um risco acrescido de lesões do ligamento cruzado anterior (LCA) quando existe aumento da atividade do quadríceps combinada à redução da atividade do grande glúteo<sup>30</sup>. 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 quer direito) e a ativação muscular para o género masculino. O que faz parecer 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 gémeos para essa finalidade<sup>35</sup>. 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 contacto inicial com

o solo. Verificou-se que, embora o ângulo de flexão da anca no contacto 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 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 contacto com o chão de forma equilibrada entre as articulações do membro inferior, resultando numa possível sobrecarga da articulação do joelho.

Assim, sugere-se que a diferença entre os géneros na variação dos ângulos de valgo de joelho durante os saltos verticais, assim como nas posturas adoptadas no género feminino previamente à receção ao solo, é devida 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.

A relação observada entre a variação angular e a ativação muscular por género está resumida na Tabela 5.

**Tabela 5:** Esquematização da influência do género na variação da angulação nas fases 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

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 tidos em consideração na realização de estudos futuros.

## Conclusão

O movimento é uma componente essencial à vida, fundamental na avaliação da qualidade de vida de cada ser humano. Cada indivíduo apresenta estratégias diferentes para a realização de um mesmo objetivo, sendo este um sinal real da capacidade adaptativa do ser humano ao meio onde está inserido. No nosso estudo foram observadas diferenças entre os géneros, sendo que as alterações verificadas apontam para um menor controlo do joelho por parte do género feminino, o que pode ser responsável por um aumento de lesões no joelho relacionadas com o mecanismo de valgo. Mais estudos necessitam de ser desenvolvidos, tendo por base um critério de descrição do comportamento do ângulo de valgo com recurso a instrumentação mais precisa e melhor sincronismo entre os dados cinemáticos e de EMGsup selecionados, bem como outras estratégias de seleção dos músculos a ser utilizados para o registo de EMGsup.

## Agradecimentos

Agradece-se à *PLUX*, nas pessoas da Eng. Joana Santos e do Eng. Hugo Silva, pela ajuda prestada na utilização do equipamento de EMGsup.

## Referências bibliográficas

- Gardner-Morse MG, Stokes IA. Trunk stiffness increases with steady-state effort. *J Biomech.* 2001;34(4):457-63.
- Riemann BL, DeMont RG, Ryu K, Lephart SM. The effects of sex, joint angle, and the gastrocnemius muscle on passive ankle joint complex stiffness. *J Athl Train.* 2001;36(4):369-75.
- Lee PJ, Rogers EL, Granata KP. Active trunk stiffness increases with co-contraction. *J Electromyogr Kinesiol.* 2006;16(1):51-7.
- Gabriel RC, Abrantes J, Granata K, Bulas-Cruz J, Melo-Pinto P, Filipe V. Dynamic joint stiffness of the ankle during walking: gender-related differences. *Phys Ther Sport.* 2008;9(1):16-24.
- Atalaia TJ. Dinamometria do apoio plantar relacionada com o ângulo do retropé do tornozelo [Dissertation]. Lisboa: Universidade Católica Portuguesa; 2009.
- Atalaia T, Abrantes J. Medial-lateral CoP-rearfoot relation during stance. In Slade AP, editor. *Technology and medical sciences.* CRC Press; 2011. p. 177-81. ISBN 9780203816592
- Williams GN, Chmielewski T, Rudolph K, Buchanan TS, Snyder-Mackler L. Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientists. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2001;31(10):546-66.
- Ambegaonkar JP. A comparison of knee muscle activation and knee joint stiffness between female dancers and basketball players during drop jumps [Dissertation]. Greensboro: University of North Carolina; 2007.
- Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(2):42-51.
- Gabbard C, Hart S. A question of foot dominance. *J Gen Psychol.* 1996;123(4):289-96.

11. Ford KR, Myer GD, Hewett TE. valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35(10):1745-50.
12. Ebben WP. Practical guidelines for plyometric intensity. *NSCA's Perform Train J.* 2007;6(5):12-6.
13. Ugrinowitsch C. O ciclo de alongamento e encurtamento e a "performance" no salto vertical [The stretch shortening cycle and the vertical jumping ability]. *Rev Paul Educ Fis.* 1998;12(1):85-94. Portuguese
14. Pereira A. Saltos. 2010. Available from: [www.portugalsaltos.com/.../Jovens%20saltadores%20](http://www.portugalsaltos.com/.../Jovens%20saltadores%20)
15. Alonso AC, Brech GC, Greve JM. Técnicas de avaliação proprioceptiva do ligamento cruzado anterior do joelho [Techniques of proprioceptive evaluation of the anterior cruciate knee ligament]. *Acta Fisiatr.* 2010;17(3):134-40. Portuguese
16. Linthorne NP. Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *Am J Phys.* 2001;69(11):1198-204.
17. Sankey SP, Jones PA, Bampouras TM. Effects of two plyometric training programmes of different intensity on vertical jump performance in high school athletes. *Serb J Sports Sci.* 2008;2(1-4):123-30.
18. Pollard CD, Sigward SM, Powers CM. Gender differences in hip joint kinematics and kinetics during side-step cutting maneuver. *Clin J Sport Med.* 2007;17(1):38-42.
19. McLean SG, Huang X, van den Bogert AJ. Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: implications for ACL injury. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2005;20(8):863-70.
20. Prins MR, van der Wurff P. Females with patellofemoral pain syndrome have weak hip muscles: a systematic review. *Aust J Physiother.* 2009;55(1):9-15.
21. Souza RB, Powers CM. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009;39(1):12-9.
22. Li G, Rudy TW, Sakane M, Kanamori A, Ma CB, Woo SL. The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *J Biomech.* 1999;32(4):395-400.
23. Coombs R, Garbutt G. Developments in the use of the hamstrings/quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. *J Sports Sci Med.* 2002; (1):56-62.
24. Tillman MD, Criss RM, Brunt D, Hass CJ. Landing constraints influence ground reaction forces and lower extremity EMG in female volleyball players. *J Appl Biomech.* 2004;20(1):38-50.
25. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS Jr, Colosimo AJ, McLean SG, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med.* 2005;33(4):492-501.
26. Nagaro Y, Ida H, Akai M, Fukubayashi T. Gender differences in knee kinematics and muscle activity during single limb drop landing. *Knee.* 2007;14(3):218-23.
27. Hanson AM, Padua DA, Blackburn JT, Prentice WE, Hirth CJ. Muscle activation during side-step cutting maneuvers in male and female soccer athletes. *J Athl Train.* 2008;43(2):133-43.
28. Elmer SJ, Madigan ML, LaStayo PC, Martin JC. Joint-specific power absorption during eccentric cycling. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2010;25(2):154-8.
29. Granata KP, Padua DA, Wilson SE. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002;12(2):127-35.
30. Zuzulak BT, Ponce PL, Straub SJ, Medvecky MJ, Avedisian L, Hewett TE. Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2005;35(5):292-9.
31. Russell PJ, Croce RV, Swartz EE, Decoster LC. Knee-muscle activation during landings: developmental and gender comparisons. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39(1):159-70.
32. Malinzak RA, Colby SM, Kirkendall DT, Yu B, Garrett WE. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001;16(5):438-45.
33. Markolf KL, O'Neill G, Jackson SR, McAllister DR. Effects of applied quadriceps and hamstrings muscle loads on forces in the anterior and posterior cruciate ligaments. *Am J Sports Med.* 2004;32(5):1144-9.
34. Chappell JD, Creighton RA, Giuliani C, Yu B, Garrett WE. Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump: risks for noncontact anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med.* 2007;35(2):235-41.
35. Decker MJ, Torry MR, Wyland DJ, Sterett WI, Richard Steadman J. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003;18(7):662-9.

Artigo recebido em 30.05.2013 e aprovado em 11.06.2014