

Ativação Muscular do Quadril e do Joelho em Duas Aterrissagens Realizadas por Atletas do Sexo Masculino

APARELHO LOCOMOTOR
NO EXERCÍCIO E NO ESPORTE



Artigo Original

Activation of Hip and Knee Muscles During Two Landing Tasks Performed by Male Volleyball Athletes

Gustavo Leporace^{1,2,3}
Jomilto Praxedes^{1,4}
Glauber Ribeiro Pereira^{1,3}
Daniel Chagas^{1,5}
Sérgio Pinto¹
Luiz Alberto Batista^{1,5}

1. Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor (LaBiCoM) – Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Brasil.
2. Instituto Brasil de Tecnologias da Saúde – Rio de Janeiro, Brasil.
3. Programa de Engenharia Biomédica – PEB/COPPE – Universidade Federal do Rio de Janeiro, Brasil.
4. Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica – UNESP/FEG – São Paulo, Brasil.
5. Programa de Pós-Graduação em Ciências Médicas – Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Brasil.

Correspondência:

Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor
Universidade do Estado do Rio de Janeiro
Rua São Francisco Xavier, 524
Ginásio Esportivo, Maracanã –
20550-900 – Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
E-mail: gustavo.leporace@brasilsaude.org.br

RESUMO

Objetivo: Comparar a atividade muscular antes e após o contato com o solo entre as aterrissagens unilateral (AU) e bilateral (AB) em atletas do sexo masculino. **Participantes:** Quinze atletas masculinos de voleibol sem sinais e sintomas de lesões nas extremidades inferiores (13 ± 1 ano, $1,70 \pm 0,12$ m, 60 ± 12 kg). **Mensurações:** Os participantes realizaram dois saltos verticais, aterrissando unilateralmente e bilateralmente. A atividade mioelétrica do reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), adutores de quadril (AQ) e a relação BF/RF foram comparados entre as duas aterrissagens e entre as fases caracterizadas por 100ms antes (PRE) e 100ms após (POS) o contato com o solo. **Resultados:** Em ambas as aterrissagens, a ativação do RF foi maior na fase POS em relação à PRE. Na comparação entre as aterrissagens dentro da mesma fase não encontramos diferenças estatísticas. Apesar de o BF não ter apresentado diferenças entre as fases PRE e POS em cada aterrissagem, sua ativação foi maior na AU. Os AQ apresentaram maior ativação na fase POS durante a AU, no entanto não houve diferenças quando comparadas as duas aterrissagens. A relação BF/RF apresentou valores maiores em ambas as aterrissagens na fase PRE. No entanto, não encontramos diferenças entre as aterrissagens. **Conclusão:** Os resultados sugerem que cada músculo apresenta um papel diferente durante a fase de aterrissagem em homens. Enquanto que o RF possui como principal função a frenagem da articulação do joelho e do movimento descendente, caracterizada pelo aumento da ativação na fase pós-contato, o BF parece atenuar a tensão articular do joelho em atividades de maior impacto, mantendo-se mais ativo durante todo o ciclo da AU. Já a maior ativação dos AQ após o contato com solo na AU evidencia a importância da região lombo-pélvica na estabilização pélvica em situações de grande instabilidade. Estudos futuros são necessários para determinar os efeitos da ativação muscular apresentada na imposição de cargas mecânicas potencialmente lesivas no joelho em atletas do sexo masculino.

Palavras-chave: biomecânica, EMG, fator de risco, homens, ligamento cruzado anterior.

ABSTRACT

Objective: To compare the myoelectric activity before and after ground contact between single leg (SL) and double leg (DL) landings in male athletes. **Participants:** Fifteen male volleyball athletes without signs and symptoms of lesions in the lower extremities, with a minimum of three years experience in the sport (13 ± 1 years, 1.70 ± 0.12 m, 60 ± 12 kg). **Measurements:** Participants performed two vertical jumps, landing unilaterally and bilaterally. The myoelectric activity of the rectus femoris (RF), biceps femoris (BF), hip adductors (HA) and the BF/RF ratio were compared between the two landings and between the phases characterized by 100ms before (PRE) and after 100 ms (POST) ground contact using ANOVA two-way test with post hoc test of Bonferroni ($\alpha = 5\%$). **Results:** In both landings activation of RF was higher in the POST in relation to the PRE ($p < 0.0001$). Comparing the landings in the same phase statistical differences ($p = 0.2212$) were not found. Although the BF did not present significant differences between the PRE and POST in each landing ($p = 0.2321$), its activation was higher in SL ($p = 0.0051$). The HA showed greater activation in the POST during the SL ($p = 0.0013$), however there were no differences when comparing the two landings ($p = 0.9233$). The BF/RF ratio was higher in both landings during PRE ($p = 0.0012$). Nevertheless, no differences between the landings ($p = 0.7037$) were found. **Conclusion:** The results suggest that each muscle has a different role during landing tasks in men. While RF has the main function to decelerate the knee and the downward movement, characterized by increased activation in the POST, BF seems to attenuate the loads on the knee in activities of higher impact, staying more active throughout the cycle in the SL. The increased activation of HA after ground contact in the SL highlights the importance of core region in stabilizing the pelvis in situations of great instability. Further studies are needed to determine the effects of muscle activation at the imposition of mechanical load on the knee that are potentially harmful to male athletes.

Keywords: biomechanics, EMG, risk factor, males, anterior cruciate ligament.

INTRODUÇÃO

Tillman *et al.*⁽¹⁾ reportaram que 90% dos saltos ofensivos e defensivos no voleibol são realizados bilateralmente e 40% das aterrissagens são realizadas com apenas um membro inferior. Consequentemente, grande parte das cargas mecânicas são absorvidas por somente um membro inferior. Kovacs *et al.*⁽²⁾ propuseram que o mecanismo mais comum de lesão no joelho no voleibol é a aterrissagem assimétrica, quando os membros inferiores entram em contato com o solo em diferentes instantes.

Assim, o estudo das demandas motoras em aterrissagens com diferentes constrangimentos é essencial para se avaliar os potenciais riscos para lesões nas extremidades inferiores e desenvolver programas de intervenção para reduzir a incidência destas lesões⁽³⁾.

No que tange à atividade mioelétrica, poucos estudos compararam as demandas motoras entre aterrissagens unilaterais e bilaterais. A coativação muscular anterior e posterior ao contato com o solo possui um papel fundamental no controle da rigidez articular e na manutenção da estabilidade articular dinâmica⁽⁴⁾. A rigidez articular determina a resistência de um segmento a movimentos, sendo responsável pela manutenção de posturas consideradas de baixo risco⁽⁵⁾.

No nosso conhecimento, somente dois estudos compararam a atividade mioelétrica entre aterrissagens unilaterais e bilaterais^(6,7). Tillman *et al.*⁽¹⁾ compararam aterrissagens unilaterais com o membro dominante e o membro não dominante, e bilaterais para verificar as diferenças na atividade mioelétrica e forças verticais de reação do solo e examinar a possível influência da dominância de um dos membros nestes parâmetros em diferentes fases do salto. No entanto, a amostra utilizada neste estudo foi composta somente por mulheres. Sabe-se que mulheres e homens diferem em relação à ativação mioelétrica em aterrissagens, impossibilitando a generalização dos resultados^(8,9). Já Pappas *et al.*⁽⁷⁾ examinaram os efeitos do tipo de salto, bilateral e unilateral, e sexo em variáveis cinéticas e cinemáticas, além de avaliar a atividade muscular do reto femoral, posteriores de coxa e gastrocnêmio lateral quando o joelho estava posicionado a 40° de flexão.

Porém, nenhum destes estudos examinou a diferença na atividade elétrica em músculos que agem sobre o joelho anterior e posteriormente ao contato com o solo em aterrissagens unilaterais e bilaterais em homens, nem examinou a diferença entre a taxa de ativação entre bíceps femoral e reto femoral. Este é considerado um importante passo na avaliação dos fatores de risco para lesões nas extremidades inferiores. Segundo Zebis *et al.*⁽¹⁰⁾, a ativação excessiva do quadríceps sobre os posteriores de coxa é um possível fator de risco para lesões do ligamento cruzado anterior (LCA) em mulheres. Apesar da diferente população utilizada nesse estudo, acreditamos que esses mecanismos sejam verdadeiros para homens, uma vez que estudos *in vitro* demonstraram que a ativação excessiva do quadríceps em relação aos posteriores de coxa aumenta as forças de cisalhamento anterior da tibia em relação ao fêmur e a tensão no referido ligamento⁽¹¹⁾ assim como evidências sugerem que esse é o principal mecanismo de lesão em homens⁽¹²⁾.

Outro aspecto pouco estudado é a diferença na atividade elétrica em músculos da região lombo-pélvica entre diferentes aterrissagens na população masculina⁽¹³⁾. Esta região é fundamental no controle do posicionamento dos membros inferiores e na absorção das cargas mecânicas⁽¹⁴⁾, com aumento no risco de lesão em indivíduos com redução na força e propriocepção nessa região^(13,15).

Baseado nos achados da literatura, nós acreditamos que um primeiro passo na identificação dos fatores de risco para lesões no LCA em homens seja caracterizar a atividade mioelétrica apresentada em condutas motoras, normalmente associadas ao mecanismo de lesão no referido ligamento. Desta forma, o objetivo deste estudo foi comparar a

atividade muscular do reto femoral, bíceps femoral, adutores de quadril e a relação BF/RF antes e após o contato com o solo entre aterrissagens unilateral e bilateral em atletas do sexo masculino.

MÉTODOS

A amostra foi composta por 15 atletas masculinos de um time regional de voleibol (13 ± 1 ano, $1,70 \pm 0,12$ m, 60 ± 12 kg), com um mínimo de três anos de experiência. Todos os responsáveis pelos participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido permitindo a participação no estudo. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade do Estado do Rio de Janeiro.

Cada indivíduo realizou dois tipos de saltos verticais. Para cada um, os atletas realizaram a fase de propulsão com ambos os membros inferiores e aterrissaram com um membro inferior (aterrissagem unilateral) ou com os dois membros inferiores (aterrissagem bilateral). Imediatamente após a aterrissagem, os atletas realizaram outro salto, na mesma condição da primeira aterrissagem (Figura 1). Esses saltos foram selecionados, pois, normalmente, no voleibol, a fase de impulsão para saltos de ataque e defesa é realizada com os dois membros inferiores, e as aterrissagens são realizadas tanto com os dois, assim como com apenas um membro inferior⁽⁶⁾.

Inicialmente, os atletas realizaram uma familiarização com as condutas motoras utilizadas. Após isso, cada atleta executou três aterrissagens com um membro inferior e três aterrissagens com dois membros inferiores para capturar a atividade mioelétrica (EMG). A coleta de dados

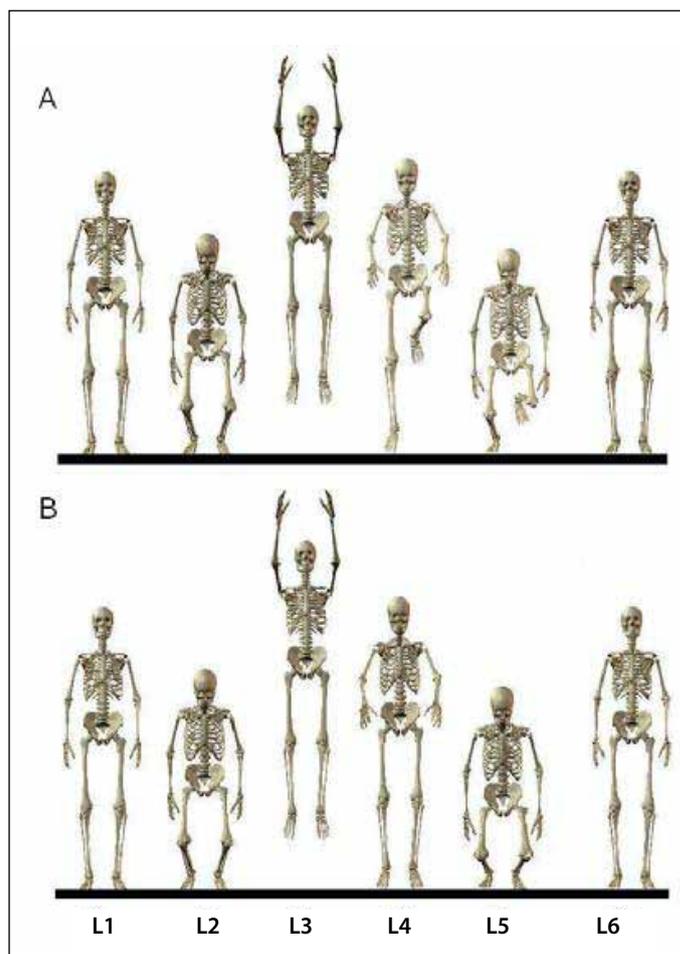


Figura 1. Ciclograma das aterrissagens. Nas duas condutas, o salto inicial é realizado bilateralmente, seguido por uma aterrissagem unilateral (A) ou bilateral (B), seguida por outro salto. Foi realizada uma divisão de fases na qual o L4 é o instante de contato com o solo. A fase pré-contato foi determinada como os 100ms anteriores ao instante L4 e a fase pós-contato foi determinada como os 100ms posteriores ao instante L4.

foi realizada no membro inferior dominante^(7,9). Os saltos foram realizados de forma aleatória para minimizar os possíveis efeitos da fadiga ou processo de aprendizagem. A randomização foi realizada por meio de um algoritmo programado em MatLab (The MathWorks, EUA). Foi permitido intervalo de um minuto entre as tentativas.

Para capturar a atividade mioelétrica, eletrodos de Ag/AgCl (KOB-ME, Bio Protection Corp., Korea) foram posicionados no reto femoral, bíceps femoral e adutor longo/grácil, ao qual nos referiremos neste trabalho como adutores de quadril, de acordo com a designação de Cram *et al.*⁽¹⁶⁾ para eletrodos bipolares de superfície. Os eletrodos no reto femoral foram posicionados no centro da região anterior da coxa, aproximadamente na metade da distância entre o joelho e a espinha íliaca anterossuperior. No bíceps femoral, os eletrodos foram posicionados na região lateral da coxa, dois terços de distância entre o trocanter maior e a região posterior do joelho, e os eletrodos dos adutores de quadril foram posicionados na região medial da coxa, em uma direção oblíqua, quatro centímetros abaixo do púbis⁽¹⁶⁾. Os eletrodos foram posicionados paralelos às fibras musculares e a distância intereletrodos foi de dois centímetros para todos os músculos (Figura 2).

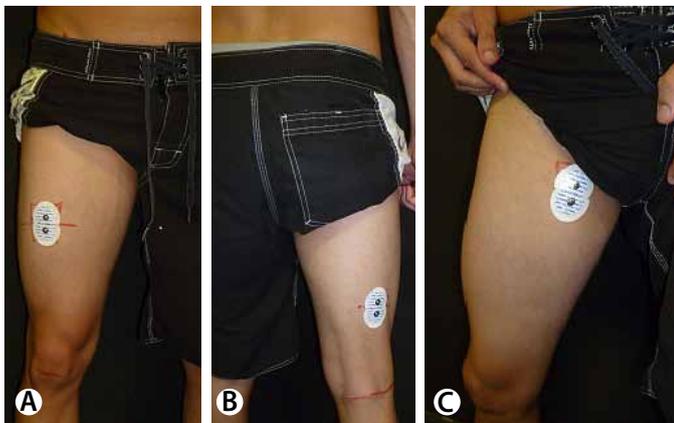


Figura 2. Posicionamento dos eletrodos dos músculos reto femoral (A), bíceps femoral (B) e adutores de quadril (C).

Antes da aplicação dos eletrodos, os pêlos das regiões de posicionamento dos eletrodos foram raspados e a pele limpa com álcool para reduzir a impedância. Para atenuar os artefatos de movimento, os cabos dos eletrodos foram fixados à pele por meio de fita adesiva hipoalergênica (3M Ltda., Brasil).

Os sinais elétricos de todos os músculos foram capturados a uma frequência de aquisição de 2 kHz (EMG 100B, BIOPAC Systems Inc., Santa Barbara, CA, EUA), amplificado (Amplificação Bipolar Diferencial, impedância de entrada = $2M\Omega$, taxa de rejeição do modo comum > 110 dB, ganho = 1.000), convertido analógico para digital (12bit, MP100WSW BIOPAC Systems Inc.) e armazenado em um computador pessoal para ser analisado por meio do *software* Acqknowledge 3.5 (BIOPAC Systems Inc., Holliston, MA, EUA).

Os sinais foram filtrados utilizando um filtro Butterworth de quarta ordem, no sentido direto e reverso para evitar distorções de fase, com frequências de corte de 20Hz e 500Hz. Após isto, valores de raiz média quadrática ("Root Mean Square" – RMS) foram obtidos por meio do sinal filtrado a cada 5ms.

Para normalizar a amplitude do sinal mioelétrico, um valor de RMS de uma contração voluntária isométrica máxima (CVIM) com seis segundos de duração foi utilizada como referência. Estes seis segundos foram divididos em seis janelas de um segundo cada e o maior valor obtido nestas janelas foi utilizado para normalizar os dados. O processamento da CVIM foi igual a dos outros sinais, descrito acima.

Para o reto femoral, o teste de CVIM foi realizado por meio de uma contração isométrica resistida com o joelho a 60° de flexão, na tentativa de executar uma extensão; para o bíceps femoral, realizou-se uma contração isométrica resistida com o joelho a 45° de flexão, na tentativa de executar uma flexão; e, para os adutores do quadril, realizou-se uma contração isométrica resistida com o quadril a 0° de abdução, na tentativa de executar uma adução.

Para sincronizar os sinais mioelétricos no domínio do tempo foi estruturado um circuito elétrico de forma que um sensor, localizado no solado do tênis, na região do primeiro metatarso do executante, ao entrar em contato com uma placa metálica fixada no solo fechava o circuito gerando um sinal elétrico capturado pelo sistema BIOPAC (UMI 100B, BIOPAC Systems Inc), marcando os exatos instantes de início e fim de contato com o solo.

ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para análise da atividade mioelétrica, duas fases foram determinadas, por meio do sinal gerado, em relação ao contato com o solo. A primeira, denominada fase pré-contato, foi determinada como os 100ms anteriores ao contato com o solo, enquanto que a segunda, denominada fase pós-contato, foi determinada pelos 100ms após o contato com solo. Os valores utilizados na análise estatística foram as médias aritméticas dos valores de RMS normalizados, obtidos nas três tentativas em cada fase para cada aterrissagem. Esse procedimento foi adotado como estratégia para reduzir a variabilidade do sinal mioelétrico.

Para comparar a atividade mioelétrica entre as aterrissagens e entre os períodos pré e pós-contato com o solo, utilizamos o teste ANOVA *two-way*, com os fatores TIPO DE SALTO (unilateral e bilateral) x FASE DO SALTO (pré e pós-contato), com teste *post hoc* de Bonferroni. Foi utilizado um nível de significância de 5% neste estudo. As análises estatísticas foram realizadas por meio do *software* GraphPad Prism (Version 5.0).

RESULTADOS

A análise estatística da contração do músculo reto femoral revelou diferenças significativas para o fator fase do salto ($F_{1,28} = 121,6$, $p < 0,0001$), mas não para o fator tipo de salto ($F_{1,28} = 1,56$, $p = 0,2212$). O teste *post hoc* de Bonferroni ratificou as diferenças, demonstrando maiores valores para a fase pós-contato em relação à pré-contato tanto para a aterrissagem unilateral (diferença = 28,89, $p < 0,001$) como para a bilateral (diferença = 29,29, $p < 0,001$). Já o bíceps femoral apresentou diferenças somente no fator tipo de salto ($F_{1,28} = 9,23$, $p = 0,0051$), mas não para o fator fase do salto ($F_{1,28} = 1,49$, $p = 0,2321$). O teste *post hoc* de Bonferroni ratificou as diferenças, apresentando maiores valores para a aterrissagem unilateral em relação à bilateral na fase pré-contato (diferença = 11,35, $p < 0,05$) e na fase pós-contato (diferença = 9,33, $p < 0,05$).

Os adutores de quadril demonstraram diferenças significativas para o fator fase do salto ($F_{1,28} = 13,55$, $p = 0,0013$), mas não para o fator tipo de salto ($F_{1,28} = 0,01$, $p = 0,9233$). O teste *post hoc* de Bonferroni revelou diferenças entre as fases na aterrissagem unilateral (diferença = 8,67, $p < 0,01$), mas não para a aterrissagem bilateral (diferença = 3,47, $p > 0,05$).

Assim como para o reto femoral e adutores de quadril, o teste de ANOVA revelou diferenças significativas no fator fase do salto ($F_{1,28} = 13,01$, $p = 0,0012$) para a relação BF/RF. Não houve diferenças no fator tipo de salto ($F_{1,28} = 0,15$, $p = 0,7037$). O teste de Bonferroni identificou diferenças entre as duas fases tanto na aterrissagem unilateral (diferença = 0,69, $p < 0,05$) como na bilateral (diferença = 0,74, $p < 0,05$).

As médias, erros padrão e coeficientes de variação dos dados de EMG estão descritos na tabela 1.

Tabela 1. Valores de EMG normalizado (%) para as aterrissagens unilaterais e bilaterais, nas fases pré e pós-contato. Resultados expressos pela média \pm erro padrão (% coeficiente de variação).

	Aterrissagem Unilateral		Aterrissagem Bilateral	
	Pré-contato	Pós-contato	Pré-contato	Pós-contato
Reto femoral (%)	27,1 \pm 2,8*** (39,5%)	56 \pm 5,1*** (35%)	20,3 \pm 2,8*** (52,6%)	49,6 \pm 5,4*** (42,5%)
Bíceps femoral (%)	28,8 \pm 4 ^{&} (53,2%)	30,2 \pm 2 ^{&} (31,8%)	17,5 \pm 2,3 ^{&} (50,3%)	20,8 \pm 1,9 ^{&} (35,2%)
Adutores de quadril (%)	21,1 \pm 4,6** (75,3%)	29,8 \pm 6,4** (75%)	24,4 \pm 5,3 (74,9%)	27,9 \pm 4,6 (56,9%)
Relação BF/RF	1,28 \pm 0,27* (82,1%)	0,60 \pm 0,06* (41,2%)	1,22 \pm 0,33* (103,9%)	0,48 \pm 0,07* (53,6%)

* p < 0,05 em relação ao fator FASE DO SALTO, ** p < 0,01 em relação ao fator FASE DO SALTO, *** p < 0,001 em relação ao fator FASE DO SALTO, p < 0,05 em relação ao fator TIPO DE SALTO.

DISCUSSÃO

Neste estudo, comparamos a ativação elétrica de músculos do quadril e joelho em duas aterrissagens diferentes antes e após o contato com o solo. Nossos resultados sugerem que cada músculo analisado apresenta um papel específico no controle da aterrissagem.

O reto femoral apresentou aumentos em sua ativação da fase pré-contato para a fase pós-contato, assim como relatado em outros estudos para outros músculos do quadríceps^(17,18) e para o próprio reto femoral^(9,18). Esses achados parecem estar relacionados à função da articulação do joelho, mais especificamente por meio da contração excêntrica do quadríceps, em absorver a energia gerada pelas forças reação do solo⁽¹⁹⁾ e, por conseguinte, frear o movimento. Dessa maneira, após o contato com o solo, era de se esperar o aumento na atividade mioelétrica.

No entanto, um achado intrigante do nosso estudo foi a ausência de diferenças entre a atividade desse músculo entre as duas aterrissagens. Estudos demonstram que as forças de reação do solo e a energia gerada durante aterrissagens com um membro inferior são maiores do que com dois membros inferiores⁽¹⁾. Logo, espera-se que a atividade do quadríceps seja maior na primeira aterrissagem em relação à segunda. A ausência de diferenças estatísticas neste estudo pode estar relacionada a diferentes alturas alcançadas, pela amostra utilizada neste estudo, no salto vertical em cada situação de aterrissagem, apresentada por Leporace *et al.*⁽²⁰⁾. Nossa população alcançou um maior deslocamento vertical no salto com subsequente aterrissagem bilateral. Dessa forma, a energia potencial gerada no salto com aterrissagem unilateral foi menor, o que justifica uma menor atividade do reto femoral para frear o movimento.

Já o bíceps femoral apresentou estratégias de ativação diferentes daquelas do reto femoral. Apesar da análise estatística ter revelado diferenças entre as duas aterrissagens dentro de cada fase, a ativação dessa musculatura se manteve sem diferenças estatísticas durante as fases pré e pós-contato em ambas as condutas. Essa manutenção da ativação nos leva a crer em estratégias pré-programadas de ativação baseadas em experiências progressas⁽²¹⁾, principalmente sob a óptica de que a ativação dessa musculatura é capaz de reduzir o estresse no LCA^(22,23) por meio do aumento da rigidez no joelho^(24,25), da redução do cisalhamento anterior da tíbia sobre o fêmur^(26,27) e da rotação interna do joelho⁽²⁸⁾. Esses achados vão ao encontro de alguns estudos na literatura que apresentaram tendências de manutenção da atividade do bíceps femoral em homens antes e após o contato com o solo^(9,18).

No entanto, a análise dos dados da população feminina no estudo de Hanson *et al.*⁽¹⁸⁾ e Tillman *et al.*⁽⁶⁾ sugerem que o sexo pode ser uma variável importante em relação à ativação dessa musculatura, constituindo um potencial fator de risco para lesões no LCA em mulheres⁽¹⁰⁾.

Para além do sexo, outros fatores podem ter influenciado essas diferenças entre os estudos, como o *status* de treinamento⁽²⁹⁾, o esporte praticado pelos indivíduos testados⁽³⁰⁾ e as condutas motoras utilizadas no teste, uma vez que alguns estudos utilizam corridas com mudança de direção^(18,31) e outros diferentes tipos de saltos e aterrissagens^(1,7,17,29). Todavia, mesmo que todas as variáveis fossem controladas, ainda assim poderia haver discrepância entre os resultados dos estudos na literatura, uma vez que o estudo de Fagenbaum e Darling⁽¹⁷⁾ demonstrou alta a variabilidade da ativação do bíceps femoral entre as tentativas, ratificado no presente estudo por meio do alto coeficiente de variação (tabela 1), o que gera a hipótese de diferentes estratégias de coordenação motora, baseado na ausência de estratégias globais de ativação, sendo imperativas as estratégias individuais⁽³²⁾.

Os resultados da relação BF/RF ratificam os achados discutidos. A ativação excessiva do quadríceps sem uma ativação suficiente dos posteriores de coxa aumenta a tensão no LCA⁽¹¹⁾, constituindo um possível fator de risco para lesões no referido ligamento⁽²³⁾. A diminuição nos valores após a aterrissagem demonstra um aumento da ativação do reto femoral em maior magnitude daquela apresentada pelo bíceps femoral, o que está em acordo com a literatura^(9,18). Porém, um achado importante foi a ausência de diferenças entre as duas aterrissagens. Quando na comparação entre homens e mulheres, os estudos demonstram que mulheres apresentam menor relação BF/RF após o contato com o solo^(9,17,18), o que costumam denominar como dominância do quadríceps (*quadriceps dominance*). No entanto, no presente estudo, não foram encontradas diferenças entre as duas aterrissagens, o que sugere que, para atenuar o estresse articular, homens apresentam diferentes estratégias de ativação muscular a fim de manter a relação BF/RF constante mesmo entre condutas motoras com diferentes estresses mecânicos. No entanto, esses achados devem ser interpretados com cautela, uma vez que o deslocamento vertical máximo alcançado não foi controlado, o que pode vir a interferir nos resultados.

Os resultados dos adutores de quadril demonstraram uma ausência de diferenças estatísticas entre as duas aterrissagens dentro de cada fase, apesar de na aterrissagem unilateral após o contato com o solo haver maior atividade comparada à fase pré-contato. O aumento na atividade desse grupamento após o contato com o solo nessa aterrissagem parece estar relacionado à função dos adutores em auxiliar na manutenção do posicionamento adequado e da estabilidade da pelve durante condutas motoras que envolvem determinados graus de instabilidade⁽³³⁾. A partir desse ponto de vista, a ausência de diferenças estatísticas na aterrissagem bilateral pode ser explicada pela maior estabilidade dessa conduta, uma vez que o contato com o solo com os dois membros inferiores leva a uma simetria mais adequada e maior condição de equilíbrio do que na aterrissagem com um membro inferior.

Hewett *et al.*⁽³⁴⁾ sugeriram que uma diminuição nos torques de adução e abdução do joelho após treinamento pliométrico estaria relacionada com alterações no comportamento muscular das extremidades inferiores no plano frontal. No que tange à importância dos músculos que agem nesse plano na articulação do quadril, Olmstead *et al.*⁽³⁵⁾ encontraram que o tensor da fáscia lata (abdutor do quadril) age sinergicamente com o quadríceps durante a extensão do joelho, enquanto que o grácil (adutor do quadril) age sinergicamente com o semitendinoso e semimembranoso durante a

flexão do joelho, indicando que as musculaturas adutoras e abdutoras do quadril possuem influência direta na manutenção da estabilidade dinâmica do joelho.

Nosso estudo possui algumas limitações. Primeiramente, os testes foram realizados em ambientes laboratoriais. Apesar disso auxiliar no controle de variáveis intervenientes durante os testes não necessariamente representa o que ocorre durante a prática esportiva, devido a diversas variáveis que estão presentes nas situações de jogo, que são controladas em ambientes laboratoriais, como a bola, jogadores adversários, fadiga, atenção no movimento, entre outros. Ao que parece, estas variáveis podem influenciar o mecanismo de lesão no esporte^(3,36). Outro aspecto não controlado foi a ausência de padronização entre o pico de deslocamento vertical realizado nos saltos. Esse aspecto comprovadamente influencia a ativação muscular⁽³⁷⁾. Contudo, o objetivo deste estudo foi comparar técnicas motoras que estão presentes durante a prática esportiva, no caso deste estudo, o voleibol⁽⁶⁾. Leporace *et al.*⁽²⁰⁾ mostraram que o deslocamento vertical entre as duas condutas foi diferente para a população do presente estudo, o que possivelmente justifica alguns dos achados.

CONCLUSÃO

Os resultados sugerem que cada músculo testado apresenta um papel diferente durante a fase de aterrissagem em homens. Enquanto que o reto femoral possui como principal função a frenagem da articulação do joelho e do movimento descendente, caracterizada pelo aumento da ativação na fase pós-contato, o bíceps femoral parece atenuar a tensão articular do joelho em atividades de maior impacto, mantendo-se mais ativo durante todo o ciclo da aterrissagem unilateral. Já a maior ativação dos adutores de quadril, após o contato com solo na aterrissagem unilateral, evidencia a importância da região lombo-pélvica na estabilização pélvica em situações de grande instabilidade. Estudos futuros são necessários para determinar os efeitos da ativação muscular apresentada na imposição de cargas mecânicas no joelho potencialmente lesivas em atletas do sexo masculino.

Todos os autores declararam não haver qualquer potencial conflito de interesses referente a este artigo.

REFERÊNCIAS

1. Tillman MD, Hass CJ, Brunt D, Bennett GR. Jumping and landing techniques in elite women's volleyball. *J Sports Sci Med* 2004;3:30-6.
2. Kovacs I, Tihanyi J, DeVita P, Rácz L, Barrier J, Hortobágyi T. Foot placement modifies kinematics and kinetics during drop jumping. *Med Sci Sport Exerc* 1999;31:708-71.
3. Brito J, Soares J, Rebelo AN. Prevenção de lesões do Ligamento Cruzado Anterior em Futebolistas. *Rev Bras Med Esp* 2009;15:62-9.
4. Solomonow M, Krogsgaard M. Sensory-motor control of knee stability. *Scand J Med Sci Sport* 2001;11:64-80.
5. Butler RJ, Crowell HP, Davis IM. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clin Biomech* 2003;18:511-7.
6. 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;20:36-50.
7. Pappas E, Hagins E, Sheikhzadeh A, Nordin M, Rose D. Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: gender differences. *Clin J Sport Med* 2007;17:263-8.
8. Hewett TE, Zazulak BT, Myer GD, Ford KR. A review of electromyographic activation levels, timing differences and increased anterior cruciate ligament injury incidence in female athletes. *Br J Sports Med* 2005;39:347-50.
9. Nagano Y, Ida H, Akai M, Fukuyabayashi T. Gender differences in knee kinematics and muscle activity during single limb drop landing. *Knee* 2007;14:218-23.
10. Zebis MK, Andersen LL, Bencke J, Kjaer M, Aagaard P. Identification of Athletes at Future Risk of Anterior Cruciate Ligament Ruptures by Neuromuscular Screening. *Am J Sports Med* 2009;37:1967-73.
11. Markolf K, O'Neil G, Jackson S. Effects of applied quadriceps and hamstrings muscle loads on forces in the anterior and posterior cruciate ligaments. *Am J Sports Med* 2004;32:1144-9.
12. Quatman CE, Hewett TE. The anterior cruciate ligament injury controversy: is "valgus collapse" a sex-specific mechanism? *Br J Sports Med* 2009;43:328-35.
13. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study. *Am J Sports Med* 2007;35:1123-30.
14. Myer GD, Chu DA, Brent JL, Hewett TE. Trunk and hip control neuromuscular training for the prevention of knee joint injury. *Clin Sports Med* 2008;27:425-48.
15. Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Med Sci Sports Exerc* 2004;36:926-34.
16. Cram J, Kasman G, Holtz J. Introduction to surface electromyography. Gaithersburg: Aspen Publishers, 1998.
17. Fagenbaum R, Darling WG. Jump landing strategies in male and female college athletes and the implications of such strategies for Anterior Cruciate Ligament Injury. *Am J Sports Med* 2003;31:233-40.
18. 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;43:133-43.
19. Elmer SJ, Madigan ML, LaStayo PC, Martin JC. Joint-specific power absorption during eccentric cycling. *Clin Biomech*. 2010;25:154-8.
20. Leporace G, Praxedes J, Fonseca R, Chagas D, Brandão Junior JD, Rodrigues C, Pereira GR, Batista LA. Diferenças na cinemática entre dois tipos de aterrissagens em atletas de voleibol masculinos. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum* 2010;12:464-70.
21. Bastian AJ. Learning to predict the future: the cerebellum adapts feedforward movement control. *Curr Opin Neurobiol* 2006;16:645-9.
22. Pandy MG, Shelbourne KB. Dependence of cruciate-ligament loading on muscles forces and external load. *J Biomech* 1997;30:1015-24.
23. Renstrom P, Arms SW, Stanwyck TS, Johnson RJ, Pope MH. Strain within the anterior cruciate ligament during hamstrings and quadriceps activity. *Am J Sports Med*. 1986;14:83-7.
24. Louie JK, Mote CD Jr. Contribution of the musculature to rotator laxity and torsional stiffness at the knee. *J Biomech* 1987;20:281-300.
25. Markolf KL, Graff-Radford A, Amstutz HC. In vivo knee stability. A quantitative assessment using an instrumented clinical testing apparatus. *J Bone J Surg Am* 1978;60:664-74.
26. Imran A, O'Conner J. Control of knee stability after ACL injury or repair: interaction between hamstrings contraction and tibial translation. *Clin Biomech* 1998;13:153-62.
27. McNair P, Marshall R. Loading characteristics in subjects with normal and anterior cruciate ligament deficient knee joints. *Arch Phys Med Rehabil* 1994;75:584-9.
28. MacWilliams B, Wilson D, DesJardins J, Romero J, Chao EY. Hamstrings co-contraction reduces internal rotation, anterior translation and anterior cruciate ligament loading in weightbearing flexion. *J Orthop Res* 1999;17:817-22.
29. Medina JM, McLeod TCV, Howell SK, Kingma JJ. Timing of neuromuscular activation of the quadriceps and hamstrings prior to landing in high school male athletes, female athletes and female non-athletes. *J Electromyogr Kinesiol* 2008;18:591-7.
30. Herrington L. Knee valgus angle during landing tasks in female volleyball and basketball players. *J Strength Cond Res*. 2009. Published Ahead of Print, 4 Dez. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181b62c77.
31. Beaulieu ML, Lamontagne M, Xu L. Gender differences in Time-Frequency EMG analysis of unanticipated cutting maneuvers. *Med Sci Sports Exerc* 2008;40:1795-804.
32. Latash, M. Synergy. Oxford University Press, New York. 2008.
33. Chimera NJ, Swanik NJ, Swanik KA, Straub SJ. Effects of plyometric training on muscle-activation strategies and performance in females athletes. *J Athl Train* 2004;39:24-31.
34. Hewett TE, Stroupe AL, Nance TA, Noyes FR. Plyometric training in female athletes. *Am J Sports Med* 1996;24:765-73.
35. Olmstead TG, Wevers HW, Bryant JT, Gouw GJ. Effect of muscular activity on valgus/varus laxity and stiffness of the knee. *J Biomech* 1986;19:565-77.
36. Bahr R, Krosshaug T. Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *Br J Sports Med* 2005;39:324-9.
37. Arampatzis A, Morey-Klapsing G, Brüggemann GP. The effect of falling height on muscle activity and foot motion during landings. *J Electromyogr Kinesiol* 2003;13:533-44.