

# Influência da Fadiga Unilateral de Membro Inferior Sobre o Salto Vertical Bilateral



## *Influence of Unilateral Fatigue of Lower Limbs on the Bilateral Vertical Jump*

Paulo Henrique Marchetti<sup>1,2</sup>  
Marco Carlos Uchida<sup>3</sup>

1. Faculdade de Educação Física de Sorocaba (FEFISO – ACM) – Sorocaba, SP, Brasil.

2. Curso de Educação Física, Universidade Nove de Julho (Uninove).

3. Curso de Educação Física, Departamento de Ciências Biológicas e da Saúde (Unifio) – Osasco, SP, Brasil.

### Correspondência:

Rua Miguel Vaiano, 75, casa 17  
18055-340 – São Paulo, SP, Brasil  
Tel.: 55 11 78231626  
E-mail: dr.pmachetti@gmail.com

### RESUMO

Em saltos verticais é comum a verificação do déficit de força bilateral. Essa é caracterizada pela menor força gerada em contrações bilaterais, quando comparada à soma das contrações unilaterais dos mesmos músculos. Pouco se conhece sobre o efeito da fadiga unilateral sobre atividades bilaterais. O objetivo do estudo foi verificar o efeito da fadiga unilateral sobre o rendimento e o déficit bilateral durante saltos verticais bipedais. Dez adultos jovens sedentários fatigaram unilateralmente cada membro inferior e realizaram saltos verticais (bipedal e unipedal). Foram medidas a força de reação do solo vertical e a atividade mioelétrica de cada membro em cada condição (pré-fadiga, fadiga do membro dominante (FD) e não dominante (FND)). Houve diferença entre tarefas e condições apenas na pré-fadiga ( $p = 0,030$ ). Verificaram-se diferenças para o salto bipedal entre a condição de pré-fadiga e FD ( $p = 0,005$ ), e no salto unipedal, entre a pré-fadiga e FD ( $p < 0,001$ ) e FND ( $p < 0,001$ ). Apenas durante a condição de FD houve alteração no desempenho dos saltos bipedais, tendo maior influência no desempenho dos saltos. Observou-se tendência de diminuição do índice de assimetria para a ação muscular do membro contralateral fatigado, observado através de eletromiografia. Através dos dados sugere-se que exista um comando comum onde o sistema nervoso considere os músculos ativados simultaneamente como uma unidade, exceto em condições de fadiga unilateral.

**Palavras-chave:** fadiga, salto com contramovimento, déficit bilateral.

### ABSTRACT

It is common to observe bilateral strength deficit during the vertical jump. This is characterized by lower strength produced during bilateral contractions, when compared to the sum of the unilateral contractions of similar muscles. There is not much scientific knowledge about the effect of unilateral fatigue on bilateral activities. The aim of this study was to investigate the effect of unilateral fatigue on bilateral deficit performance during bipedal vertical jump. Ten sedentary young adults unilaterally fatigued each lower limb and performed vertical jumps (bipedal and unipedal). We measured the vertical ground reaction force and myoelectrical activity to each lower limb and conditions (pre-fatigue, fatigue of the dominant limb (FD) and non dominant limb (FND)) were measured. Differences between tasks and conditions only on the pre-fatigue ( $p=0.030$ ) were observed. Differences were observed for the bipedal vertical jump between pre-fatigue and FD ( $p=0.005$ ), and unipedal vertical jump between pre-fatigue and FD ( $p<0.001$ ) and FND ( $p<0.001$ ). We only observed change on the performance of bipedal vertical jump during the FD condition. We observed a trend to the asymmetry index decrease for the muscular action of the fatigued contralateral lower limb by electromyography. The results suggest that there is a common command where the nervous system considers the muscles simultaneously activated as a unit, except in conditions of unilateral lower limb fatigue.

**Keywords:** fatigue, countermovement jump, bilateral strength deficit.

## INTRODUÇÃO

O déficit de força bilateral é um fenômeno comumente verificado quando os níveis de força máxima voluntária, produzidos durante contrações bilaterais, são menores do que durante contrações unilaterais dos mesmos músculos, quando somadas<sup>(1-4)</sup>, sendo sua primeira descrição publicada em 1961 por Henry e Smith<sup>(5)</sup>. O déficit de força bilateral tem sido observado em membros inferiores<sup>(6-9)</sup> e superiores<sup>(7,10)</sup>; entretanto, sua magnitude geralmente é menor em membros superiores (2%-20%) comparado aos membros inferiores (13%-25%)<sup>(7)</sup>.

Os mecanismos responsáveis pelo déficit bilateral são atualmente pouco conhecidos, em parte por ser um fenômeno não aparente em todas as condições experimentais<sup>(7)</sup>. Porém, diversas são as teorias relacionadas ao déficit de força bilateral como: reflexos inibitórios espinais<sup>(11)</sup>, redução da excitabilidade dos motoneurônios<sup>(1)</sup>, inibição inter-hemisférica<sup>(1,12)</sup>, influência da instabilidade postural<sup>(7,13)</sup>, influência da curva força-velocidade dos músculos ativos<sup>(3,6,14)</sup>, diferenças no controle neuromuscular entre contrações unilaterais e bilaterais<sup>(3)</sup>.

Diversos estudos têm reportado que durante os saltos bipedais,

indivíduos atingem menor altura em salto vertical máximo comparado à altura máxima alcançada em saltos unipedais, quando dobrada<sup>(6,15-17)</sup>. A implicação de que a quantidade de trabalho produzido por uma perna em um salto bipedal é menor que em saltos unipedais é confirmada por análise de dinâmica inversa<sup>(15)</sup>.

Durante a contração muscular sustentada ou a realização de repetições, o músculo pode entrar em exaustão e falhar na manutenção da força, potência ou trabalho desejado<sup>(18,19)</sup>. Sendo assim, a fadiga muscular é considerada como uma progressiva perda na geração de força muscular, ou declínio no desenvolvimento da força através da progressão do número de repetições<sup>(18)</sup> assim como pode afetar diversos outros fatores relacionados ao desempenho humano: coordenação do movimento, precisão, tempo de reação e capacidades proprioceptivas<sup>(19-21)</sup>.

Diversos estudos relatam o efeito da fadiga unilateral ou bilateral em tarefas de mesmo caráter (i.e. fadiga unilateral, com salto unilateral); entretanto, pouco se conhece sobre o efeito da fadiga unilateral sobre atividades bilaterais. Portanto, o objetivo do presente estudo foi verificar o efeito da fadiga unilateral, lado dominante e não dominante sobre o rendimento e o déficit bilateral durante o salto vertical bipedal.

## MATERIAIS E MÉTODOS

### Sujeitos

A amostra foi composta por 10 adultos jovens sedentários, hígidos do gênero masculino (idade:  $25 \pm 4$  anos; estatura:  $176 \pm 8$  cm, massa:  $73 \pm 12$  kg), as circunferências de coxa e perna não foram diferentes entre os lados, direito e esquerdo (tabela 1). Para a seleção e inclusão, os sujeitos não poderiam apresentar lesões que pudessem comprometer o desempenho, ou mesmo desordens neurológicas periféricas e/ou centrais. Os sujeitos foram informados dos procedimentos experimentais e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, aprovado pelo Comitê de Ética na Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

**Tabela 1.** Perimetria de coxa e perna (Dominante e Não Dominante).

Segmento	Média $\pm$ DP
Coxa Dominante	54,7 $\pm$ 4,5
Coxa Não Dominante	54,6 $\pm$ 4,5
Perna Dominante	36,5 $\pm$ 2,5
Perna Não Dominante	36,5 $\pm$ 2,6

### Procedimentos

Inicialmente, o membro inferior dominante foi determinado através do teste de chutar uma bola<sup>(22)</sup>. Antes da execução das tarefas de salto, os sujeitos realizaram o teste de uma repetição máxima (1RM) de forma unilateral no exercício *Leg Press* (Cybex, Int, EUA). Após os procedimentos supracitados, os sujeitos realizaram o salto com contramovimento máximo (SCM) de forma bipedal e unipedal (membro dominante (Dom) e não dominante (Ndom)). As forças de reação do solo foram medidas por uma plataforma de força (OR6, AMTI Inc., EUA), e a atividade mioelétrica (EMG) do músculo vasto lateral (em cada membro) foi medida através de um eletromiógrafo (Noraxon EUA, Scottsdale, AZ). Para a EMG, os pêlos foram removidos da região de colocação dos eletrodos, e leve abrasão foi realizada na pele para remoção das células mortas e redução da impedância. Foram utilizados pares de eletrodos passivos de superfície, circulares, auto-adesivos, Ag/AgCl com 1cm de diâmetro,

com espaçamento de 2cm de centro a centro entre os eletrodos, associados a um gel condutor. Os eletrodos foram colocados na superfície da pele, sobre o músculo vasto lateral, especificamente a 2/3 entre a linha da espinha íliaca ântero-superior e a lateral da patela, seguindo a orientação das fibras musculares e posicionados no ventre muscular (SENIAN, 2010). O eletrodo monopolar de referência auto-adesivo, Ag/AgCl com 1cm de diâmetro, associado a um gel condutor, foi colocado na proeminência óssea da clavícula. A aquisição dos dados foi feita a uma frequência de 1.080Hz e os dados foram processados através de uma rotina escrita no *software* Matlab (Mathworks Inc., EUA).

Para a realização do salto vertical com contramovimento (SCM) bipedal, os sujeitos permaneciam parados em pé sobre uma plataforma de força, com os pés afastados na largura do quadril e os membros superiores cruzados à frente na altura do peito. Para o SCM unipedal, as mesmas orientações foram seguidas; entretanto, apenas uma perna permanecia em contato com a plataforma de força (dominante ou não dominante). Os sujeitos foram instruídos a realizar três saltos máximos e a manter seus joelhos estendidos durante a fase de vôo, desses três foram analisados os dois melhores saltos. Cada salto foi intervalado por um período de cinco segundos e as tentativas foram aleatorizadas entre as tarefas.

As tarefas SCM (bipedais e unipedais) foram realizadas, inicialmente, na condição de ausência de fadiga (pré-fadiga) e nas seguintes condições de fadiga neuromuscular: fadiga do membro dominante (FD), fadiga do membro não dominante (FND).

### Protocolo de fadiga

A tarefa fatigante foi realizar movimentos de extensão do quadril, joelho e tornozelo no equipamento de *leg press* (Cybex Int., EUA). O protocolo de fadiga unipedal consistiu em duas séries com intensidade de 40% de 1RM, até a exaustão, caracterizada pela falha do movimento na ação muscular concêntrica. O intervalo entre essas séries foi de 20 segundos e a cadência auto-selecionada, resultando em aproximadamente 50 repetições em cada série. As condições de fadiga unipedais foram aleatorizadas entre os sujeitos. Após o protocolo de fadiga, o sujeito realizava os saltos determinados (bipedal e/ou unipedal, realizado de forma aleatória). Com a finalização dos saltos, houve uma pausa de 10 minutos para recuperação, com subsequente início do protocolo de fadiga no membro inferior contrário, além da execução dos saltos.

### Análise dos dados

Os dados da plataforma foram filtrados com um filtro passa baixa Butterworth de quarta ordem e atraso zero com frequência de corte de 100Hz para os dados de SCM. Para o SCM bipedal e unipedal, foi calculada a altura máxima de deslocamento vertical através do pico da velocidade (definido pela dupla integração da força de reação do solo vertical) na fase propulsiva do SCM. A seguinte fórmula foi utilizada:

$$v_{takeoff}^2 / (2g)$$

Onde  $g$  é a força da gravidade ( $g = 9,8m/s^2$ )<sup>(23)</sup>.

Especificamente para os SCM unipedais, foi calculada a soma das alturas máximas de cada membro durante todas as condições: pré-fadiga, fadiga dominante (membro dominante fatigado + membro não dominante não fatigado) e fadiga não dominante (membro não dominante fatigado + membro dominante não fatigado).

O processamento do sinal EMG seguiu a seguinte ordem: os sinais EMG foram filtrados com um filtro de quarta ordem, passa banda entre 20-400Hz, e atraso de fase zero, foi utilizada a *root-mean square* com uma janela móvel de 50ms, sendo normalizados pelo pico de ativação durante a fase propulsiva dos saltos. Os dados EMG foram

definidos pelo início e final da fase propulsiva do SCM e definida a integral da ativação mioelétrica pelo tempo de ativação (IEMG) do músculo vasto lateral de cada membro. Então, um índice de assimetria (IA) entre o membro dominante (Vd) e o não dominante (Vnd) foi calculado como segue:

$$IA = 100 * \frac{(V_d - V_{nd})}{(V_d + V_{nd})/2}$$

## ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística descritiva envolveu medidas de tendência central e variabilidade. Todos os dados foram reportados através da média e desvio padrão (DP) da média. A normalidade e homogeneidade das variâncias foram verificadas utilizando o teste de Kolmogorov-Smirnov e de Levene, respectivamente. Teste *t* de Student pareado foi utilizado para verificar as diferenças (déficit bilateral) entre as alturas máximas dos saltos entre as tarefas unipedais e a atividade mioelétrica do músculo vasto lateral nas condições de fadiga. ANOVA (2x3) foi utilizada para a altura máxima dos saltos bipedais, tendo como fator a tarefa (bipedal e unipedal) e a condição de fadiga (ausência de fadiga, fadiga do membro dominante e fadiga do membro não dominante), sendo a última medidas repetidas. *Post hoc* de Sidak foi utilizado. Um nível de significância ( $\alpha$ ) de 0,05 foi utilizado para todos os testes estatísticos, através do software SPSS versão 15.0.

## RESULTADOS

Inicialmente, foram utilizados os saltos unipedais para certificar que a fadiga unilateral foi realmente induzida (alturas dos saltos unipedal após fadiga unilateral foi significativamente menor para as duas pernas; perna dominante:  $t(9) = 7,13, p < 0,001$ ; perna não dominante:  $t(9) = 7,65, p < 0,001$ ) (figura 1). Os decréscimos nos saltos unipedais após a indução de fadiga foram de 28,9% e 31%, perna dominante e não dominante, respectivamente.

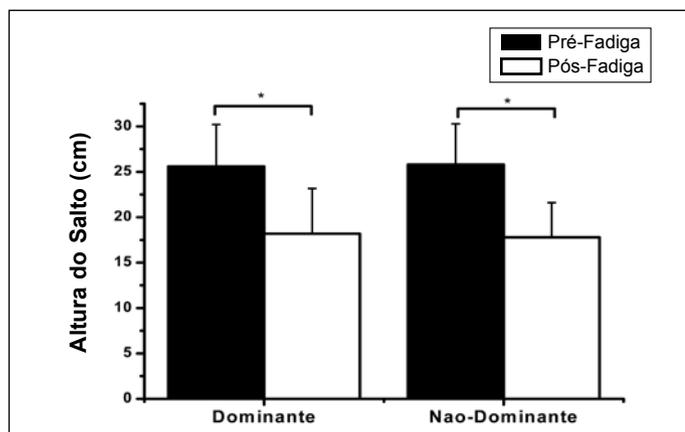


Figura 1 – Média ± DP da altura máxima dos saltos com contra-movimento para a tarefa unipedal, nas condições de ausência de fadiga e fadiga unilateral.\* $p < 0,05$ .

Na figura 2 são mostrados os valores médios e desvios padrão da altura do salto com contramovimento bipedal e unipedal, nas condições de ausência de fadiga e fadiga unilateral (dominante e não dominante). Através da análise estatística (ANOVA), verificou-se a interação entre as tarefas e as condições de fadiga ( $F(2,18) = 11,34, p = 0,001$ ), o *post hoc* apresentou diferenças apenas entre as tarefas na condição de ausência de fadiga ( $p = 0,030$ ). Também foi apresentado o efeito principal entre as condições de fadiga ( $F(2,18) = 27,42, p < 0,001$ ), o *post hoc* apresentou diferenças significativas para a tarefa bipedal nas condições de pré-fadiga e fadiga do membro dominante ( $p = 0,005$ ) e

para a tarefa unipedal nas condições pré-fadiga e fadiga do membro dominante ( $p < 0,001$ ) e não dominante ( $p < 0,001$ ).

A figura 3 apresenta os valores de média e DP para o índice de assimetria calculado pela diferença entre o membro dominante e não dominante em EMG do músculo vasto lateral. Esse índice foi calculado para as condições de pré-fadiga e pós-fadiga (membro dominante e membro não dominante). Representa a tendência de participação de um membro em relação ao contralateral, significando que valores positivos mostram maior participação de membro dominante em relação ao não dominante, e valores negativos mostram maior participação de membro não dominante em relação ao dominante. Não houve diferenças significativas para os índices de assimetria para as condições de fadiga.

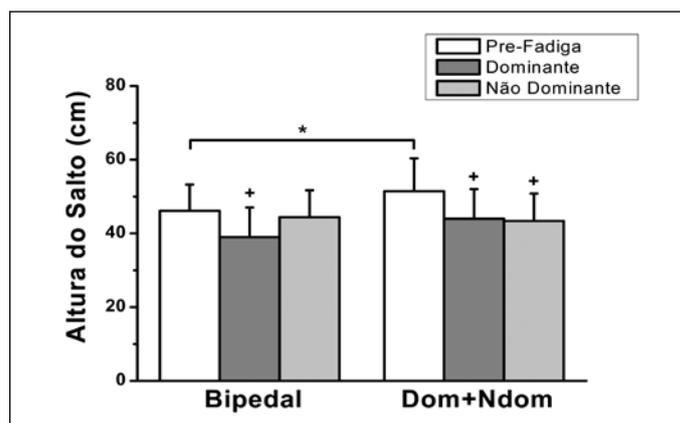


Figura 2 – Média ± DP da altura máxima dos saltos com contra-movimento para as tarefas bipedais e unipedais [Dominante + Não dominante (Dom+Ndom)], nas condições de ausência de fadiga e fadiga unilateral (dominante e não dominante).\* diferença entre tarefas,  $p < 0,05$ ; + diferença em relação a condição pré-fadiga,  $p < 0,05$ .

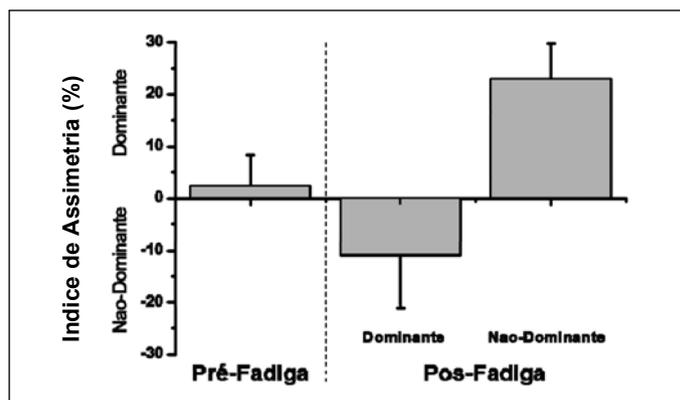


Figura 3 – Média ± DP dos índices de assimetria para a eletromiografia integrada do músculo vasto lateral durante a fase propulsiva dos saltos com contra-movimento para as tarefas bipedais, nas condições de pré-fadiga e pós-fadiga unilateral (dominante e não dominante).

## DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi verificar o efeito da fadiga unilateral, lado dominante e não dominante, sobre o rendimento e o déficit bilateral durante o salto vertical bipedal. Inicialmente, observou-se uma queda similar no desempenho dos saltos máximos unipedais em ambos os membros (dominante e não dominante), o que não corrobora com outros estudos que apontam maior susceptibilidade à fadiga do membro não dominante em relação ao dominante<sup>(24-26)</sup>. Entretanto, os estudos citados analisaram músculos de membros superiores, os quais apresentaram diferenças em sua composição de fibras musculares entre os membros direito e esquerdo, fator que poderia ter influenciado o nível de fadiga atingido. Sabe-se que músculos com maiores percentuais de fibras de contração rápida (tipo II) são mais susceptíveis à fadiga<sup>(27)</sup>. No

caso de membros inferiores, existem evidências de que existe um maior percentual de fibras tipo II no vasto lateral<sup>(27)</sup>; desta forma, espera-se menor resistência à fadiga. Entretanto, são escassas as evidências de diferenças na composição das fibras musculares entre membros, e o quanto tal fator poderia afetar diretamente o desempenho dos saltos<sup>(21)</sup>.

Considerando que o nível de fadiga atingido por ambos os membros foi similar, e, portanto, supondo que tal condição fatigante afeta igualmente o desempenho durante as tarefas bipedais, curiosamente foi verificado que apenas durante a condição de fadiga do membro dominante houve alteração no desempenho dos saltos bipedais. Desta forma, parece que o membro dominante possui maior influência que o não dominante na altura máxima dos saltos bipedais. Tais resultados acima também corroboram os achados eletromiográficos do presente estudo, os quais apresentam uma tendência de diminuição na participação do músculo vasto lateral durante a fase propulsiva dos saltos bipedais quando o membro ipsilateral é fatigado<sup>(26)</sup>.

A eletromiografia é o resultado de comandos centrais para os músculos, e pode prover evidências dos mecanismos neurais relacionados ao déficit bilateral<sup>(3)</sup>. A amplitude do sinal miolétrico depende das propriedades de membrana das fibras musculares e do *timing* dos potenciais de ação das unidades motoras, refletindo propriedades centrais e periféricas do sistema neuromuscular, tanto em condições normais como em fadiga<sup>(3,28)</sup>. Na condição de ausência de fadiga, ambos os membros atingiram valores de ativação muscular similares; entretanto, quando a fadiga se instaura em um dos membros, pode-se verificar maior ativação do membro contralateral. No caso do salto bipedal com fadiga no membro dominante, o aumento da ativação eletromiográfica não foi suficiente para maximizar o salto e produzir alturas máximas similares à condição de ausência de fadiga, fato ocorrido quando se fatigou o membro não dominante.

Diversos estudos mostram que contrações voluntárias máximas bilaterais atingem menores valores que a soma das forças unilaterais, fenômeno chamado de déficit de força bilateral<sup>(21)</sup>. Durante o estudo observou-se a presença do déficit bilateral apenas na condição de

ausência de fadiga neuromuscular, não corroborando os achados de Yoshioka *et al.*<sup>(29)</sup>. A fadiga unilateral (membro dominante ou não dominante) parece ter influenciado as diferenças entre a altura dos saltos bipedais e a soma dos saltos unipedais (Dom+Ndom).

Pode ser especulado que exista um comando comum<sup>(24)</sup> que possa indicar que os músculos ativados simultaneamente, para gerar força máxima, sejam vistos pelo sistema nervoso como uma unidade e os controla de maneira similar<sup>(1)</sup>. Entretanto, parece que a fadiga de apenas um dos membros altera este comando comum dissociando o comando para ambos os membros<sup>(1)</sup>.

Em termos práticos, o treinamento, assim como a familiarização às tarefas, pode reduzir o déficit de força bilateral minimizando as assimetrias principalmente em condições fatigantes, em que a dissociação de controle pode modificar a sobrecarga entre membros, afinal, tarefas que apresentam assimetrias entre membros estão mais susceptíveis às lesões durante o desempenho físico<sup>(30-36)</sup>.

## CONCLUSÃO

O prévio exercício unipedal com o membro inferior dominante até a exaustão resultou na subsequente diminuição do rendimento do salto vertical bipedal. Um dado interessante para preparadores físicos e treinadores, que podem orientar seus atletas desde a prescrição do treinamento até a conduta esportiva. Associado a essa resposta de rendimento, houve uma tendência à diminuição na participação do músculo vasto lateral durante a fase propulsiva dos saltos bipedais quando submetido à fadiga ipsilateral, principalmente para o lado dominante.

## Agradecimentos

Ao Professor Doutor Marcos Duarte, Programa de Engenharia Biomédica, Universidade Federal do ABC, Brasil.

---

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

---

## REFERÊNCIAS

- Oda S. Motor control for bilateral muscular contractions in humans. *Jpn J Physiol* 1997;47:487-98.
- Owings TM, Grabiner MD. Fatigue effects on the bilateral deficit are speed dependent. *Med Sci Sports Exerc* 1998;30:1257-62.
- Rejc E, Lazzer S, Antonutto G, Isola M, Di Prampero PE. Bilateral deficit and EMG activity during explosive lower limb contractions against different overloads. *Eur J Appl Physiol* 2010;108:157-65.
- Kuruganti U, Murphy T, Pardy T. Bilateral deficit phenomenon and the role of antagonist muscle activity during maximal isometric knee extensions in young, athletic men. *Eur J Appl Physiol* 2011;111:1533-9.
- Henry FM, Smith LE. Simultaneous vs. separate bilateral muscular contractions in relation to neural overflow theory and neuromotor specificity. *Res Q Exerc Sport* 1961;32:42-7.
- Bobbert MF, Graaf WW, Jonk JN, Richard Casius LJ. Explanation of the bilateral deficit in human vertical squat jumping. *J Appl Physiol* 2005;100:493-9.
- Magnus CRA, Farthing JP. Greater bilateral deficit in leg press than in handgrip exercise might be linked to differences in postural stability requirements. *Appl Physiol Nutr Metab* 2008;33:1132-9.
- Cresswell AG, Ovendal AH. Muscle activation and torque development during maximal unilateral and bilateral isokinetic knee extensions. *J. Sports Med Phys Fitness* 2002;42:19-25.
- Jacobi JM, Chilibeck PD. Bilateral and unilateral contractions: possible differences in maximal voluntary force. *Can J Appl Physiol* 2001;26:12-33.
- McLean SP, Vint PF, Stember AJ. Submaximal expression of the bilateral deficit. *Res Q Exerc Sport* 2006;77:340-50.
- Ohtsuki T. Decrease in human voluntary isometric arm strength induced by simultaneous bilateral exertion. *Behav Brain Res*. 1983;7:165-78.
- Post M, Van Duinen H, Steens A, Renken R, Kuipers B, Maurits N, Zijdenwijd I. Reduced cortical activity during maximal bilateral contractions of the index finger. *Neuroimage* 2007;35:16-27.
- Herbert RD, Gandevia SC. Muscle activation in unilateral and bilateral efforts assessed by motor nerve and cortical stimulation. *J Appl Physiol* 1996;70:306-16.
- Yamauchi J, Mishima C, Nakayama S, Ishii N. Force-velocity, force-power relationships of bilateral and unilateral leg multi-joint movements in young and elderly women. *J Biomech* 2009;42:2151-7.
- Van Soest AJ, Roebroeck ME, Bobbert MF, Huijij PA, Van Ingen Schenau GJ. A comparison of the one-legged and two-legged counter-movement jumps. *Med Sci Sports Exerc* 1985;17:635-9.
- Vint PF, Hinrichs RN. Differences between one-foot and two-foot vertical jump performances. *J Appl Biomech* 1996;1996:12.
- Challis JH. An investigation of the influence of bi-lateral deficit on human jumping. *Hum Mov Sci* 1998;17:307-25.
- Vedsted P, Larsen AH, Madsen K, Sjogaard G. Muscle performance following induced by isotonic and quasi-isometric contractions of rat extensor digitorum longus and soleus muscles in vitro. *Acta Physiol Scand* 2003;178:175-86.
- Ament W, Verkerke GJ. Exercise and Fatigue. *Sports Med* 2009;39:389-422.
- Magdigan ML, Pidcoe PE. Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. *J Electromyogr Kinesiol* 2003;13:491-8.
- Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Rev* 2001;81:1725-76.
- Maulder P, Cronin J. Horizontal and vertical jump assessment: reliability, symmetry, discriminative and predictive ability. *Phys Ther Sport* 2005;6:74-82.
- Dowling JJ, Vamos L. Identification of kinetic and temporal factors related to vertical jump performance. *J Appl Biomech* 1993;9:95-110.
- De Luca CJ, Sabbahi MA, Roy SH. Median frequency of the myoelectric signal. *Eur J Appl Physiol* 1986;55:129-42.
- Tanaka M, McDonald MJN, Davies CTM. A comparison of the mechanical properties of the first dorsal interosseous in the dominant and non-dominant hand. *Eur J Appl Physiol* 1984;53:17-20.
- Oda S, Moritani T. Cross-correlation of bilateral differences in fatigue during sustained maximal voluntary contraction. *Eur J Appl Physiol* 1995;70:305-10.
- Hamada T, Sale DG, MacDougall JD, Tarnopolsky MA. Interaction of fibre type, potentiation and fatigue in human knee extensor muscles. *Acta Physiol Scand* 2003;178:165-73.
- Farina D, Cescon C, Merletti R. Influence of anatomical, physical, and detection-system parameters on surface EMG. *Biol Cybern* 2002;86:445-56.
- Yoshioka S, Nagano A, Hay D, Fukashiro S. The effect of bilateral asymmetry of muscle strength on the height of squat jump: a computer simulation study. *J Sports Sci* 2011;29:209-18.
- Bennell K, Wajswelner H, Lew P, Schall-Riauacour A, Leslie S, Plant D. Isokinetic strength testing does not predict hamstring injury in Australian rules footballers. *Br J Sports Med* 1998;32:309-14.
- Bryant AL, Kelly J, Hobmann E. Neuromuscular adaptations and correlates of knee functionality following ACL reconstruction. *J Orthop Res* 2008;26:126-35.
- Croisier JL, Forthomme B, Namurois MH, Vanderthommen M, Crielaard JM. Hamstring muscle strain recurrence and strength performance disorders. *Am J Sports Med* 2002;30:199-203.
- Hewett TE, Linderfeld TN, Riccobene JV, Noyes FR. The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes: A prospective study. *Am J Sports Med* 1999;27:699-706.
- Myer GD, Ford KR, Hewett TE. Methodological approaches and rationale for training to prevent anterior cruciate ligament injuries in female athletes. *Scand J Med Sci Sports* 2004;14:275-85.
- Newton RU, Gerber A, Nimphius S, Shim JK, Doan BK, Robertson M. Determination of functional strength imbalance of the lower extremities. *J Strength Cond Res* 2006;20:971-7.
- Paterno MV, Ford KR, Myer GD, Heyl R, Hewett TE. Limb asymmetries in landing and jumping 2 years following anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin J Sports Med* 2007;17:258-62.