

## VARIABILIDADE INTER-SUJEITOS DA FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO EM DIFERENTES SALTOS COMO MEDIDA DE CONTROLE POSTURAL

C. M.B. Rodrigues \*, M.V. Correia \*, J. M.C.S. Abrantes\*\*, J. Nadal\*\*\* e M.A.B. Rodrigues\*\*\*\*

\* INESC TEC (anteriormente INESC Porto) e

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal

\*\* MovLab - Laboratório de Tecnologias e Interfaces /

Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias, Lisboa, Portugal

\*\*\* Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

\*\*\*\* Departamento de Eletrônica e Sistemas/Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brasil

e-mail: c.rodriques@fe.up.pt

**Abstract:** *Since human locomotion arises as a result of the organization of multiple degrees of freedom at the human body, it is dedicated a great research effort on the quantification of human organization of neuromuscular system in locomotion motor control. While the average standard deviation (SD) is a single number obtained by the average deviation of all the time series relative to the mean Mi curve corresponding to the variance of the total curve, standard deviation point by point represents the deviation SDi at each time point of the set of the time series relative to its average, allowing the evaluation of the variability over time. Thus the time intervals in which the band  $\pm SDi$  becomes wider diverging in time series corresponds to an increased variability, returning to narrow at the time intervals in which the series converges and the variability is reduced. This method was applied to the ground reaction force of the maximum vertical impulse jumps (MVIJ) on a small sample ( $n = 6$ ) of university students without prior specific training. Different lower limb muscle stretch shortening cycle at squat jump, countermovement jump and drop jump from a height 40 cm (DJ40), were compared by the maximum amplitudes of the respective SDi having been detected statistically significant differences at  $p < 0.05$  between the control patterns of neuromuscular at different types of studied MVIJ.*

**Palavras-chave:** Variabilidade, FRS, CAE, controle, SNM.

### Introdução

O ciclo de alongamento e encurtamento (CAE) consiste num tipo de ação muscular muito comum no ser humano, tanto nos membros inferiores e superiores como ao nível do tronco e cabeça, caracterizando-se por uma ação reversível de alongamento a que se segue um encurtamento muscular, normalmente associada a um contra-movimento e conduzindo a uma ação concêntrica muscular mais intensa após a ação excêntrica do que seria conseguida apenas em ação concêntrica.

Nos membros inferiores este fenómeno manifesta-se

quer na corrida e nos saltos, quer na marcha, embora neste caso a sua observação seja mais difícil de detectar em virtude da maior lentidão de movimentos.

Enquanto na corrida e nos saltos o CAE tem normalmente como objectivo a maximização do desempenho, na marcha e em actividades sub-máximas o CAE tem como objetivo a antecipação de carga e a sincronização de ação muscular com vista a protecção da integridade estrutural relativamente ao impacto [1]. Enquanto tarefa de controle de contato, a locomoção humana terrestre, quer seja na corrida, nos saltos ou na marcha, depende em grande parte da força de reação do solo (FRS) durante a fase de contato, que atua conjuntamente com a ação da gravidade para produzir o movimento pretendido do centro de gravidade (CG). Assim, o sistema neuromuscular (SNM) produz em cada instante a ativação muscular necessária com recurso nomeadamente ao CAE para em conjunto com as restantes estruturas em presença, nomeadamente tendões e ossos, produzir as ações internas que em conjunto com as ações externa vão produzir a aceleração pretendida do CG. Assim, o SNM é responsável pelo controle da FRS sendo esta considerada como um sinal de controle pelo SNM relativamente ao movimento pretendido do CG. Sobre o controle pelo SNM, Winter [2] aponta um conjunto de sinergias e integração de efeitos do sistema neuromusculo-esquelético e aponta o momento de suporte resultante da soma dos momentos articulares nos membros inferiores, referindo que apesar deste momento de força possuir unidades Nm representa na realidade um sinal de controle do SNM.

Nesta perspectiva, analisou-se a componente vertical da FRS durante a fase de contato em diferentes situações de contra-movimento dos membros inferiores, nomeadamente em saltos de impulsão máxima vertical sem contra-movimento (*Squat Jump* – SJ), com contra-movimento longo (*Counter Movement Jump* – CMJ) e contra-movimento curto (*Drop Jump* – DJ) com vista a avaliação da variabilidade inter-sujeitos da FRS em diferentes contra-movimentos e CAE associados como medida de controle pelo SNC [3].

## Materiais e métodos

A amostra avaliada é composta por ( $n = 6$ ) sujeitos, estudantes universitários do curso de educação física e desporto. Os sujeitos foram informados sobre o tipo de ensaios a realizar, após o que assinaram uma declaração escrita de consentimento informado de acordo com a *World Medical Association Declaration of Helsinki*. Os sujeitos foram pesados ( $76,7 \pm 6,7$  kg) e medidas a sua estatura ( $1,789 \pm 0,049$  m) bem como várias medidas antropométricas dos membros inferiores. Cada sujeito realizou um total de três ensaios correspondentes a cada tipo de salto vertical: salto SJ com agachamento sem contra-movimento; salto CMJ com contra-movimento longo; e salto DJ40 em profundidade de uma altura de 40 cm com contra-movimento curto. Os testes foram realizados pela ordem SJ, CMJ e DJ começando pelos menos suscetíveis de fadiga até aos mais suscetíveis, com um breve período de descanso (2-3 min) entre cada tipo de salto, de modo a minimizar a ocorrência de fadiga. Os sujeitos foram encorajados a seguir o protocolo explicado e motivados a atingir a máxima altura vertical de salto. De modo a reduzir o efeito dos membros superiores, todos os saltos foram realizados mantendo as mãos sobre o quadril. Foi solicitada a flexão do joelho com um ângulo inicial em torno de  $90^\circ$  em SJ e no momento de inversão da flexão/extensão em CMJ. Foi ainda solicitado um ângulo de  $180^\circ$  em torno do quadril no momento do *take-off* em todos os saltos e a recepção em extensão dos membros inferiores. Em DJ foi solicitado que a fase descendente após o contato com o solo fosse invertida para movimento ascendente de modo a obter as condições de contra-movimento curto em análise neste tipo de salto.

De acordo com o tipo de salto existem várias fases características representadas nas figuras de segmentos da figura 1, designadas tipicamente por *drop* (a-b), *support* (b), *impulsion* (b-d), *flight* (d-f) e *impact* (f).

Assim, DJ inicia-se na posição representada em (a) com um salto em profundidade a partir de uma superfície sobre-elevada de altura 40 cm, a que se segue o contato com o solo em (b) e um contra-movimento curto com fase descendente entre (b) e (c) e uma fase ascendente entre (c) e (d). CMJ inicia-se com um contra-movimento longo na posição indicada por (b) e o movimento descendente até à posição de inversão indicada em (c) a que se segue o movimento ascendente até à posição de *take-off* indicada em (d). SJ inicia-se em (c) com a imobilização na posição de agachamento em um ângulo aproximado de  $90^\circ$  em torno do joelho e a impulsão a partir desta posição até ao instante de *take-off* indicado na figura 1 em (d). A partir da posição de *take-off* indicada na figura 1 em (d), sucedem-se em todos os tipos de saltos considerados as fases ascendente entre (d) e (e) a posição de máxima altura vertical e descendente de voo entre (e) e (f) respectivamente, sendo a posição (f) correspondente ao instante de impacto e recepção após o voo a que se sucedem um conjunto de oscilações até estabilização do nível de força de acordo com o regime de amortecimento, num valor igual ao peso do sujeito.

Durante os ensaios foram registados entre outros as forças e os momentos de reação do solo com a plataforma de força modelo BP2416-4000CE (AMTI, EUA) operando à frequência de aquisição 1000 Hz, acoplada ao amplificador Mini Amp MAS-6 do mesmo fornecedor.

Os melhores ensaios para cada tipo de salto SJ, CMJ e DJ foram selecionados de acordo com o critério do tempo de voo correspondente ao período temporal de ausência de registo de força na plataforma. Os registos de força vertical *GRFz* foram agrupados por tipo de salto SJ, CMJ e DJ e alinhados temporalmente com base no instante de *take-off*.

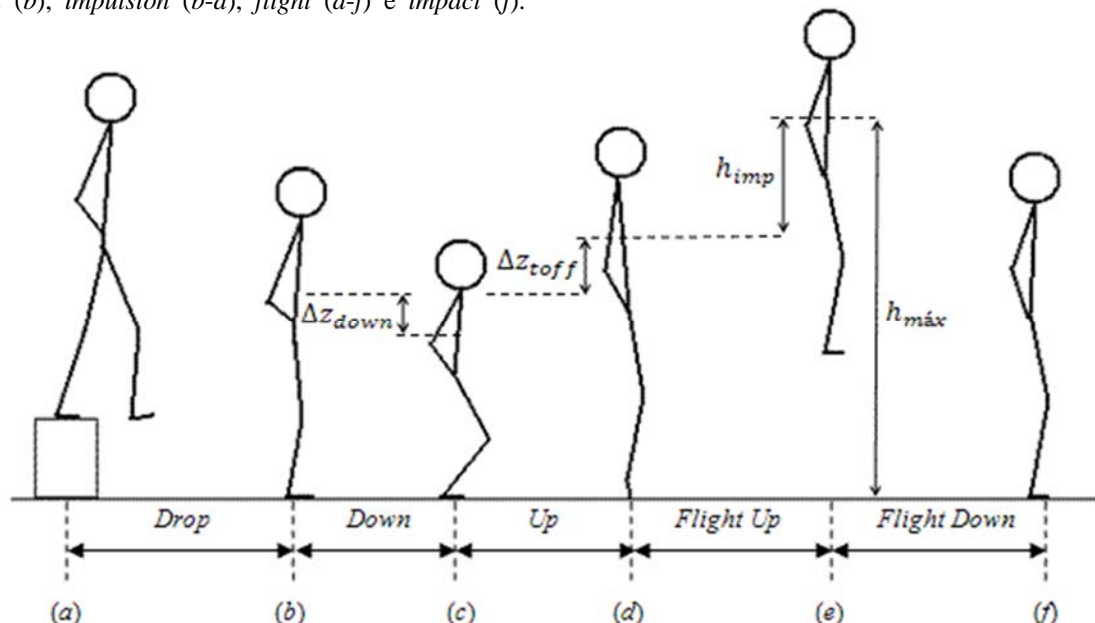


Figura 1: Sequência de movimentos em DJ (a a f), CMJ (b a f) e SJ (c a f) com indicação das fases de movimento: *drop* (a-b), *support* (b), *impulsion* (b-d), *flight* (d-f) e *impact* (f)

A média instantânea foi calculada após o alinhamento temporal pelo instante de *take-off* nas séries temporais de *GRFz* relativas ao conjunto dos sujeitos de acordo com a Eq. 1, em que  $M_i$  representa a média no instante  $i$ ,  $x_{ij}$  o valor de *GRFz* no instante  $i$  para a série temporal  $j$  e  $n = 6$  o número de série temporais

$$M_i = \left( \sum_{j=1}^n x_{ij} \right) / n \quad (1)$$

Os desvios padrão instantâneos  $SD_i$  em relação às médias instantâneas  $M_i$  foram obtidos com base nos perfis temporais de *GRFz* para cada sujeito de acordo com a Eq. 2:

$$SD_i = \left[ \left( \sum_{j=1}^n (x_{ij} - M_i)^2 \right) / n \right]^{1/2} \quad (2)$$

Os coeficientes de variação instantâneos foram obtidos de acordo com a Eq. 3:

$$CV_i = (SD_i / M_i) \times 100 \quad (3)$$

Foram ainda calculados os valores médios  $SD$  e  $CV$  de  $SD_i$  e  $CV_i$  relativos à totalidade do período das séries temporais com base nas Eqs. 4 e 5.

$$SD = \left[ \left( \sum_{i=1}^k SD_i^2 \right) / k \right]^{1/2} \quad (4)$$

$$CV = SD / \left( \sum_{i=1}^k |M_i| / k \right) \times 100 \quad (5)$$

em que sendo  $k$  representa o número de instantes temporais correspondentes à discretização das séries temporais de *GRFz*.

### Resultados

Os resultados das medidas anteriores são apresentados na Tabela 1 e na figura 2 para comparação em termos absolutos e relativos. A variabilidade máxima da impulsão é apresentada na figura 3.

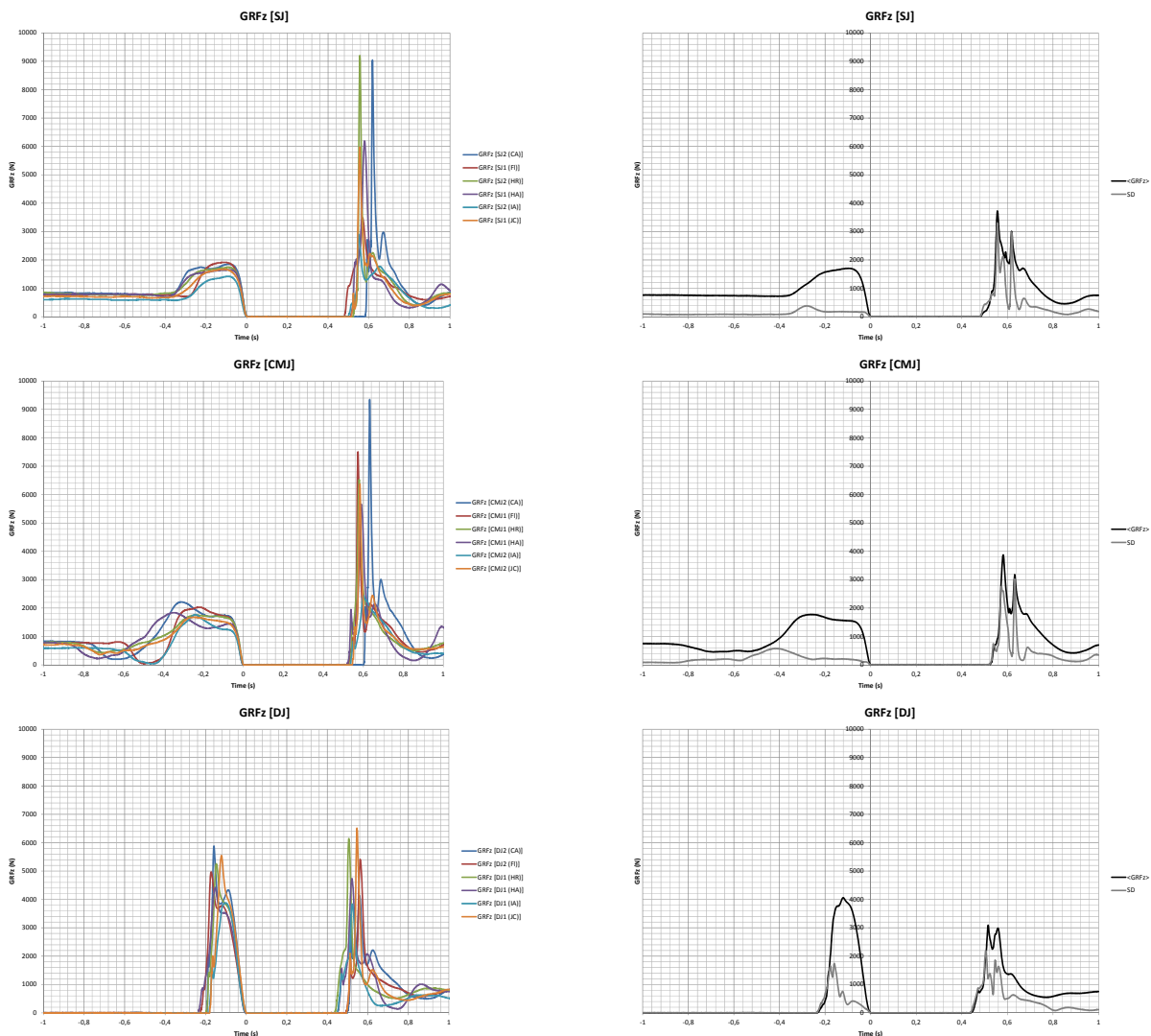


Figura 2: Perfis temporais da força vertical de reação do solo de cada sujeito (esq.) e média  $M_i$ , desvio padrão  $SD_i$  instantâneos (dir.) em cada tipo de salto SJ, CMJ e DJ.



Figura 3: Variabilidade máxima da impulsão  $SDi\ max\ imp$  e valores médios  $Mi$  e  $CVi$  de  $GRFz$  nesses instantes.

Tabela 1: Instantes  $t(s)$ , valores médios  $Mi$ , variabilidades ponto a ponto  $SDi\ max\ Imp$  e  $CVi$ , variabilidades médias  $SD$  e coeficiente de variação  $CV$  de  $GRFz$

$GRFz$ (N)	SJ	CMJ	DJ
$t$ (s)	-0,284	-0,429	-0,176
$Mi$	1134,11	775,69	2067,21
$SDi\ max\ Imp$	377,71	567,50	1654,26
$CVi$	33%	73%	80%
$SD$	196,53	241,45	2067,21
$CV$	26%	32%	38%

## Discussão

No SJ é possível verificar em  $GRFz$  um aumento de variabilidade absoluta expressa por  $SDi$ , e também relativa expressa por  $CVi$  no início da fase de impulsão, enquanto no CMJ se verifica um ligeiro aumento de variabilidade expressa por  $SDi$  e  $CVi$  no início da fase descendente do contra-movimento, que diminui voltando a aumentar em seguida na fase ascendente do contra-movimento. No DJ verifica-se um aumento de variabilidade absoluta expressa por  $SDi$  no início da fase de contato que diminui em seguida. Em termos relativos, no entanto, a variabilidade expressa por  $CVi$  diminui ao longo da fase de impulsão em virtude do elevado aumento do nível médio de  $GRFz$  expresso por  $Mi$  em DJ. Os níveis máximos de variabilidade absoluta de  $GRFz$  expressos por  $SDi\ max\ Imp$  são superiores em DJ relativamente a SJ e estes superiores aos de CMJ. Em termos relativos, a variabilidade em  $GRFz$  durante a fase de impulsão expressa por  $CVi$  é ligeiramente

superior em DJ relativamente a CMJ e ambas superiores a SJ em virtude dos níveis médios  $Mi$  de  $GRFz$ .

Os níveis máximos de variabilidade absoluta em  $GRFz$  expressos por  $SDi\ max\ Imp$  registam-se com maior antecedência temporal relativamente aos instantes de *take-off* em CMJ do que em SJ e estes com maior antecedência temporal relativamente a DJ.

Vários autores, entre os quais Stergiou [4] associam o aumento de variabilidade à procura pelo SNM de uma estratégia de coordenação dos vários graus de liberdade, reduzindo-se a variabilidade por resolução da estratégia.

## Conclusão

A atenção centrada nas medidas de variabilidade absoluta  $SDi$  e relativa  $CVi$  de  $GRFz$  em vez da atenção exclusiva nas medidas de tendência central  $Mi$  ou conjuntas  $Mi \pm SDi$  permite uma melhor detecção das fases do movimento com maior variabilidade associadas a uma maior instabilidade do SNM e à necessidade do SNM explorar formas alternativas de coordenação do elevado número de graus de liberdade necessário à manutenção de um padrão estável de movimento. No caso dos movimentos analisados, esta maior instabilidade ocorre na transição entre fases do movimento em análise, em SJ no início da fase de impulsão, em CMJ no início das fases descendente e ascendente do contra-movimento e em DJ no início da fase de impulsão após o contato com o solo. As dispersões absoluta e relativa ponto a ponto  $SDi$  e  $CVi$  afiguram-se como medidas que melhor avaliam a variabilidade de  $GRFz$  relativamente às medidas  $SD$  e  $CV$  relativas à totalidade do período temporal das séries.

## Agradecimentos

À Univ. do Porto e à Università degli Studi di Roma "La Sapienza" que viabilizaram as mobilidades EBWII e BE MUNDUS.

## Referências

- [1] Komi, PV, Ishikawa, M & Linnamo, V. Identification of Stretch-Shortening Cycles in different sports. In: Proceedings of the 29th Conference of the International Society Biomechanical in Sports 2011 Jun 27- Jul 1; Porto, Portugal. 2011. 11(2): 31-33.
- [2] Winter, DA. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. 4<sup>a</sup> ed. New Jersey: John Wiley & Sons; 2009.
- [3] Bobbert, MF & Casius, LJR. Spring-like leg behaviour, musculoskeletal mechanics and control in maximum and submaximum height human hopping. Phil. Trans. R. Soc. B. 2011. 366: 1516-1529.
- [4] Stergiou, N. Innovative Analyses of Human Movement. IL: Human Kinetics; 2004.