

## ESTUDO DA FORÇA REAÇÃO DO SOLO NO MOVIMENTO BÁSICO DE “STEP”

Silvana Aparecida WIECZOREK\*

Marcos DUARTE\*

Alberto Carlos AMADIO\*

---

### RESUMO

O movimento básico de “step” caracteriza-se por subir e descer uma plataforma denominada “step” e é sincronizado com uma cadência musical. Tanto a altura do “step” quanto a cadência musical podem variar em função do nível de condicionamento físico, da estatura do indivíduo e da sua experiência com a tarefa. Com o objetivo de avaliar a força reação do solo (FRS) durante a execução desse movimento, conhecer o seu padrão e compará-lo com a marcha humana, foi realizado um experimento onde foram utilizadas duas plataformas de força para avaliar as componentes vertical e horizontais (ântero-posterior e médio-lateral) da FRS. Para tanto, tivemos uma amostra de 10 indivíduos adultos, do sexo feminino, voluntárias e com experiência na execução do movimento. A avaliação da FRS ocorreu em condições distintas onde utilizamos duas alturas para a plataforma de “step”: 20 e 30 cm e duas cadências musicais: 120 e 132 bpm (batidas por minuto). Foram avaliados parâmetros dinâmicos: pico da força vertical máxima, valores máximos absolutos das forças horizontais e impulso de impacto passivo, e parâmetros temporais: tempo de apoio e tempo de balanço. Através deste estudo podemos concluir que não há diferenças estatisticamente significativas nos resultados da FRS em função das diferentes alturas e cadências testadas, mas a FRS na fase de descida foi estatisticamente maior do que na fase de subida no “step”. Observando-se o valor máximo obtido para a componente vertical da FRS ( $1,67 \pm 0,32$  PC), pode-se concluir também que o “step” apresenta valores médios semelhantes àqueles encontrados para o andar.

UNITERMOS: “Step”; Força reação do solo; Biomecânica.

---

### INTRODUÇÃO

As formas de locomoção realizadas em atividades físicas são bastante variadas, tais como o andar, o correr, o saltar, e dentre outras, o “step”. Para que o aparelho locomotor realize tais formas de locomoção é preciso que ele desenvolva padrões de movimento diferentes. Estes padrões podem ser analisados através da força de reação do solo, da qual podemos obter indicadores dos níveis de sobrecarga a que o aparelho locomotor é submetido. Segundo Amadio, Lobo da Costa, Sacco, Serrão, Araújo, Mochizuki & Duarte (1997), a FRS é bastante usada como componente descritivo primário para indicar sobrecarga no aparelho locomotor durante a fase de apoio, pois ela reflete o somatório dos produtos da aceleração e massa de todos os segmentos corporais.

Neste sentido, o objetivo deste estudo foi de avaliar a FRS durante a execução do movimento básico de “step” e identificar o seu padrão. A partir da avaliação da FRS e de variáveis derivadas, comparar

---

\* Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

o padrão do movimento básico de “step” com os padrões da marcha humana e com outros estudos sobre FRS em “step” sob outras condições experimentais.

### Caracterização da modalidade de ginástica: “step”

O movimento de “step” consiste em subir e descer de uma plataforma de altura variável, geralmente, entre 10 e 30 cm. É sincronizado com uma cadência musical e é caracterizado como uma modalidade de ginástica de baixo impacto por haver o contato constante de um dos pés com o solo, na maioria de seus movimentos. São vários os movimentos realizados numa aula de “step”, os quais compõem uma coreografia. Dentre eles está o movimento básico, que é o mais comum e é utilizado em todas as aulas de “step”.

O movimento básico de “step” é composto por quatro fases: partindo da posição inicial, parado, de frente para a plataforma de “step”, o indivíduo então, sobe a perna direita sobre a plataforma, sobe a perna esquerda sobre a plataforma e, de costas, desce a perna direita e desce a perna esquerda retornando à posição inicial, como ilustrado na FIGURA 1.

O “step”, como modalidade de ginástica, é utilizado pelo profissional de Educação Física como estratégia de aula no trabalho de resistência aeróbia, principalmente em locais como clubes e academias. O público praticante é formado principalmente por adolescentes e adultos.

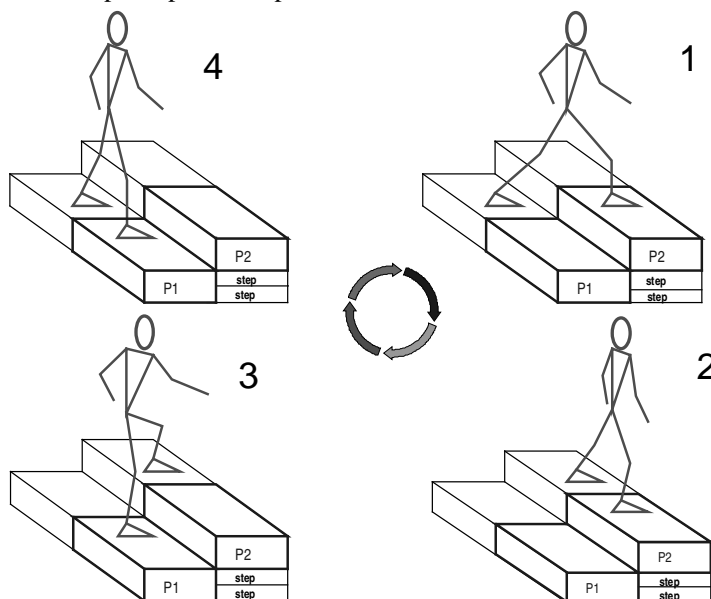


FIGURA 1 - Movimento básico de “step”.

### Importância do estudo biomecânico do “step”

A análise biomecânica da fase de apoio não é somente necessária para a descrição da estrutura do movimento, como também para a determinação dos parâmetros da análise quantitativa da sobrecarga mecânica, porque as fases de apoio são consideradas as fases em que ocorrem maior sobrecarga.

Um dos parâmetros que caracterizam a sobrecarga é a magnitude da força reação do solo entre outros fatores mecânicos na quantificação deste parâmetro de origem interna ao aparelho locomotor. Dentre as forças atuantes no aparelho locomotor, a FRS é uma das que maior influência exerce na sobrecarga a que ele se expõe (Nigg, 1985). No entanto, uma análise completa da sobrecarga sobre o aparelho locomotor é dependente de outras variáveis, tais como os momentos de força e os pontos de aplicação da força. A força de reação do solo é medida através da plataforma de força que é um instrumento baseado em células de carga que permitem medir a FRS a partir de uma componente vertical e duas horizontais (Baumann, 1968).

Os movimentos de “step” são utilizados de forma repetitiva num período entre 45 a 60 minutos de aula. Se a FRS for muito superior ao peso corporal do praticante ou se o número de repetições for muito grande, dependendo da altura da plataforma de “step” e/ou da cadência musical (velocidade do movimento) poderá ocorrer lesões nos membros inferiores.

### **Aspectos biomecânicos do “step”**

Parte dos estudos referentes aos aspectos biomecânicos do movimento de “step” dizem respeito à avaliação da atividade elétrica dos músculos envolvidos neste movimento. Brask, Lueke & Soderberg (1984), Cook, Zimmermann, Lux, Neubrand & Nicholson (1992), Müller, Bezerra, Barrivieira, Zanchetta & Gonçalves (1995), Zimmermann, Cook, Bravard, Hansen, Honomichi, Karns, Lammers, Steele, Yunker & Zebrowski (1994) estudiosos envolvidos em programas de reabilitação de indivíduos com lesão nos ligamentos do joelho, se interessaram em utilizar o movimento de “step” nos seus programas de tratamento.

Entre os estudos específicos sobre a avaliação da FRS para o movimento de “step” destacam-se:

Dyson & Farrington (1995a): num primeiro estudo, propuseram-se a examinar a FRS para quatro movimentos comuns às aulas de “step” e estimar como estes movimentos são afetados pela fadiga durante uma hora de aula. Foi avaliada a componente vertical da FRS nos cinco, 20 e 40 minutos da aula; a altura da plataforma de “step” utilizada foi de 20,3 cm para todos os movimentos. Dentre os resultados obtidos observou-se que o movimento “Básico” apresentou uma média de pico da força vertical, nos cinco e 40 minutos, significativamente maior em relação aos outros movimentos (1,73 e 1,95 PC, respectivamente), o que sugere, segundo as autoras, que para este movimento em particular o aumento da FRS com a duração do exercício pode ser relacionado à fadiga. A maior média encontrada para o pico da força vertical em todos os movimentos avaliados foi de 1,90 PC.

Num segundo estudo realizado por Dyson & Farrington (1995b), foi avaliada a FRS em cinco movimentos de “step”: os quatro acima citados e o movimento de “Giro” no “step”, e em quatro diferentes alturas para a plataforma de “step”: 10,2 cm, 15,2 cm, 20,3 cm e 25,4 cm. O estudo mostrou que a média do pico da força vertical aumentou com o aumento da altura do “step” o que indica que deve-se ter cuidado em recomendar o uso do aumento da altura do “step” para elevar a intensidade deste exercício. Para o passo básico, em particular o aumento foi de  $1,48 \pm 0,16$  para  $1,86 \pm 0,19$  PC, respectivamente para as alturas de 10,2 e 25,4 cm. Para a altura de 20,3 cm a média do pico da força vertical foi de  $1,76 \pm 0,10$  PC.

Na avaliação da intensidade das forças horizontais, as autoras reportam que foi encontrada, como já se esperava, uma maior força no sentido posterior, na fase de descida do “step” sobre a plataforma de força. Segundo as autoras, este aumento está relacionado com o maior torque resistente associado à descida do “step” numa maior altura.

Johnson, Rupp, Berry & Rupp (1992), ao investigarem a variação da componente vertical da FRS ao longo de uma aula de 40 minutos, obtiveram o valor de 1,41 PC como média do pico máximo aos cinco minutos, 1,51 PC aos 20 minutos e 1,46 aos 35 minutos da aula. Tais valores não se mostraram significativamente diferentes.

Zebas & Klausner (1996) compararam a FRS vertical de três movimentos de “step”, nas cadências de 120, 128 e 135 bpm e observaram que a FRS para estes movimentos nas três cadências não parecem ser maiores em relação ao andar rápido ou ao trote lento. Para a cadência de 120 bpm e em particular para a fase de descida do “step”, os autores obtiveram o valor de  $1,82 \pm 0,30$  PC para o pico máximo da força vertical.

## **METODOLOGIA**

### **Materiais**

Para o presente estudo foram empregadas duas plataformas de força (P1 e P2) baseadas em células de cargas. As plataformas foram dispostas sobre o solo e sobre as plataformas de “step”. Foram

utilizadas três plataformas de madeira com 10 cm de altura cada, sendo a altura total regulável através de sobreposição. Elas foram acopladas a um computador via um conversor analógico/digital (A/D), com 12 bits de resolução. Foi usado o software da marca Lynx Ltda, específico para a aquisição de sinais. A frequência de aquisição dos dados foi de 400 Hz. Foi realizada a calibração da plataforma de força e a determinação do erro de medida foi inferior a 1%.

Considerou-se necessário a formulação de um questionário para aplicação aos indivíduos da amostra com o intuito de adquirir conhecimentos sobre questões relevantes ao estudo, principalmente sobre a sua prática de "step", a ocorrência de lesões nos membros inferiores ou outras patologias e quanto às características do calçado utilizado no experimento.

Também foram utilizados, um estadiômetro, um antropômetro e uma balança mecânica para a realização das medidas antropométricas e de peso. Por meio de músicas gravadas em fitas cassetes foi marcada a cadência do movimento.

### **Amostra**

Participaram deste estudo 10 indivíduos adultos, do sexo feminino, com experiência na técnica do movimento de "step" e sem comprometimento do aparelho locomotor. Este grupo foi selecionado pelo fator comprimento de membros inferiores a fim de evitar (minimizar) variações nos dados em função de diferenças antropométricas. Todos participaram voluntariamente e, após esclarecimentos sobre o experimento, todos assinaram um termo de consentimento.

As medidas antropométricas foram realizadas segundo a padronização de Winter (1990). Também foi realizada, previamente, a medida de massa corporal. Todas as medidas foram realizadas com os indivíduos calçados.

Os valores médios das medidas realizadas foram: idade =  $21,4 \pm 1,6$  anos, massa =  $54,9 \pm 4,8$  kg, estatura =  $158,9 \pm 2,5$  cm e comprimento de membros inferiores =  $79,2 \pm 3,7$  cm.

### **Descrição das variáveis investigadas**

As alturas testadas para as plataformas foram de 20 e 30 cm, enquanto que as cadências foram de 120 bpm, considerada lenta, e 132 bpm, considerada rápida, ambas marcadas por música.

O tempo de coleta foi de seis segundos sendo que foram coletadas três tentativas de cada situação investigada.

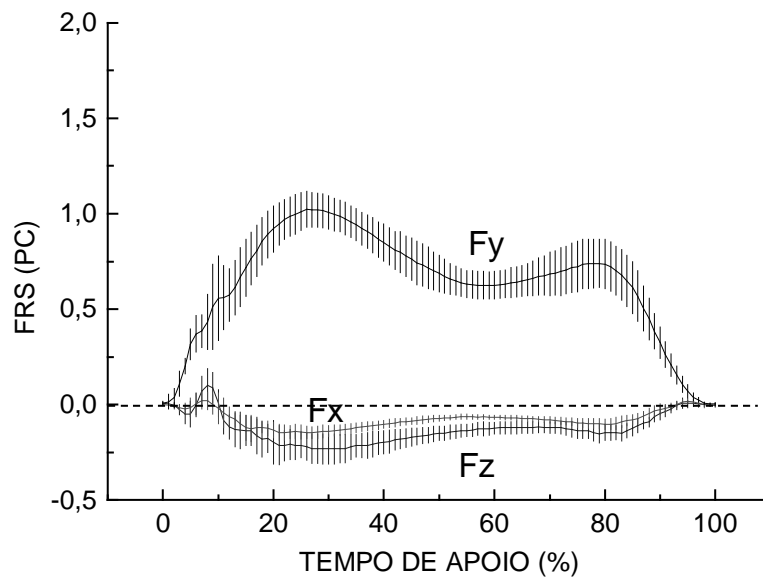
Neste estudo foram avaliados parâmetros dinâmicos e temporais da FRS. Como parâmetros dinâmicos foram avaliados: *pico da força vertical máxima* - corresponde ao valor máximo da força vertical na fase de apoio; *valores máximos absolutos das forças ântero-posteriores e médio-laterais*; e *impulso de impacto passivo* - corresponde ao impulso (área sob o gráfico FRS "versus" tempo) num intervalo de tempo (0-50 ms) inferior à capacidade do aparelho locomotor responder ativamente, fato este que poderia representar risco de lesões (Francis, Poliner, Buono & Francis, 1988; Hawes, Light & Repond, 1979; Nigg & Herzog, 1994). Os parâmetros temporais avaliados foram: *tempo de apoio* - tempo de contato de um dos pés com o solo; e *tempo de balanço* - tempo em que um dos pés não está em contato com o solo.

## **RESULTADOS E DISCUSSÃO**

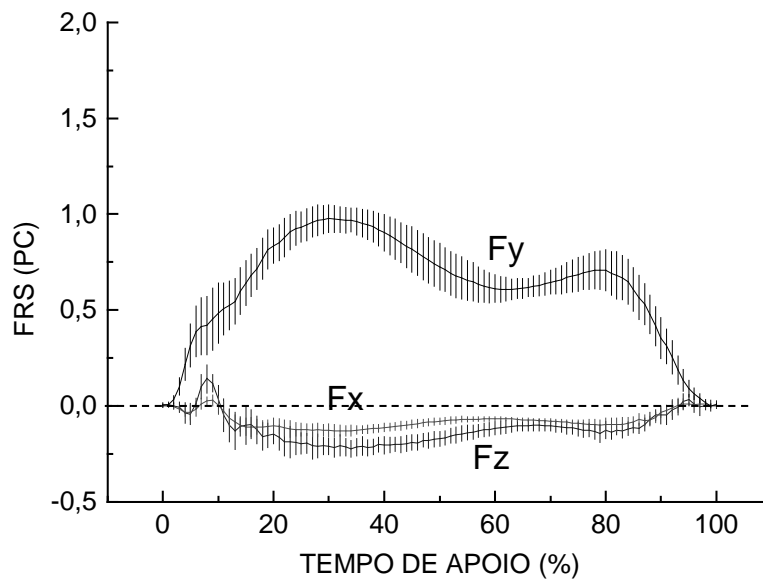
### **Parâmetros dinâmicos da força reação do solo**

Para uma descrição qualitativa dos dados coletados são apresentadas as curvas representativas da média das componentes vertical ( $F_y$ ) e horizontais ( $F_z$ : médio-lateral;  $F_x$ : ântero-posterior) da FRS. Os valores médios e desvios-padrão estão representados graficamente nas FIGURAS 2 a 9 para uma completa observação dos resultados.

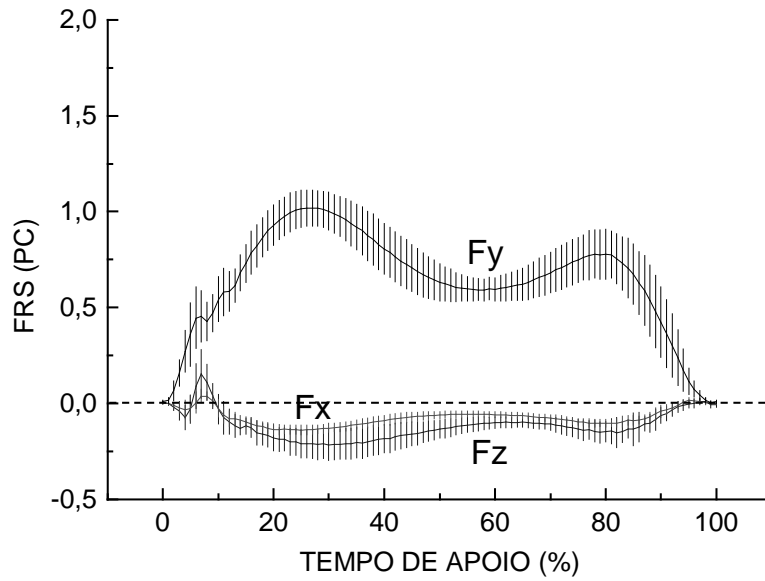
Os gráficos a seguir apresentam a curva média das três componentes da FRS ( $F_y$ ,  $F_z$  e  $F_x$ ) e os desvios-padrão dos dados obtidos dos 10 indivíduos nas três tentativas executadas e em cada situação testada: SUB-L20, SUB-L30, SUB-R20, SUB-R30, DES-L20, DES-L30, DES-R20 e DES-R30, onde: SUB (fase de subida), DES (fase de descida), L20 (cadência lenta “120 bpm” e altura de 20 cm), L30 (cadência lenta e altura de 30 cm), R20 (cadência rápida “132 bpm” e altura de 20 cm) e R30 (cadência rápida e altura de 30 cm). Os dados dos 10 indivíduos foram normalizados pelo peso corporal e pela base temporal para que os resultados inter-indivíduos pudessem ser comparados.



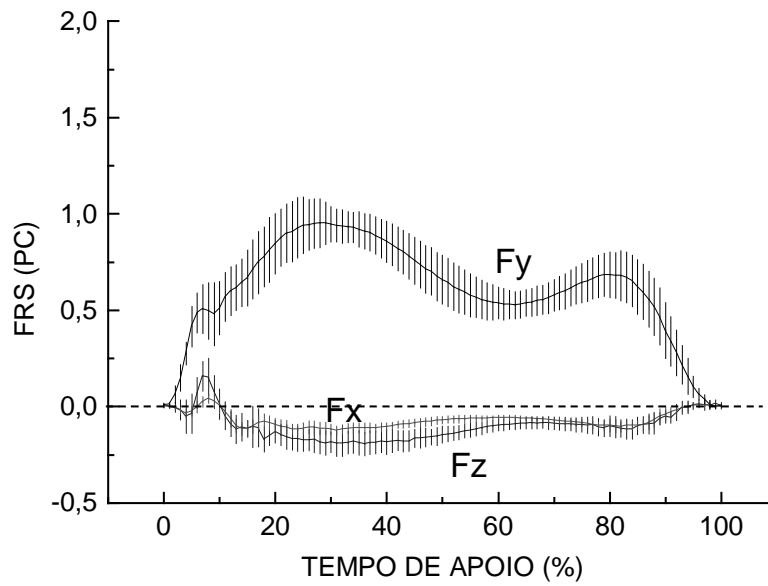
**FIGURA 2** - Representação gráfica das médias e desvios-padrão das componentes  $F_y$ ,  $F_x$  e  $F_z$  da FRS em (% PC) em relação ao tempo de apoio (%), na situação SUB-L20,  $n=10$ .



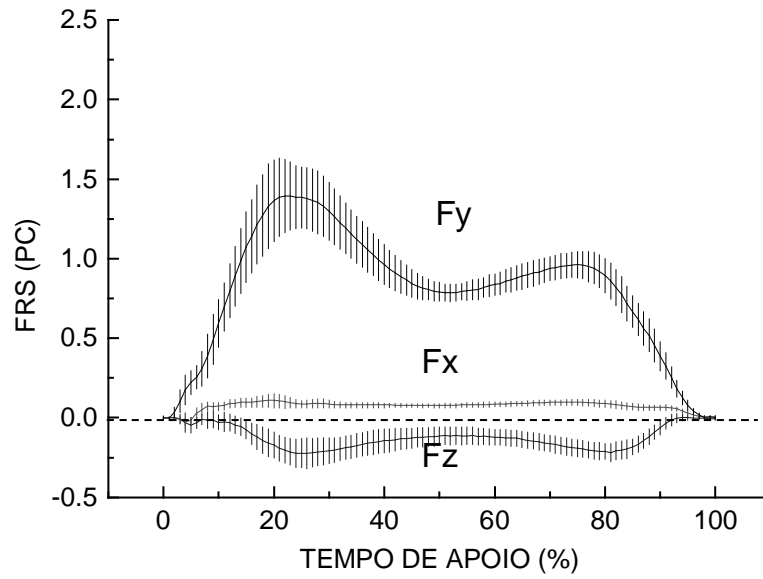
**FIGURA 3** - Representação gráfica das médias e desvios-padrão das componentes  $F_y$ ,  $F_x$  e  $F_z$  da FRS em (% PC) em relação ao tempo de apoio (%), na situação SUB-L30,  $n=10$ .



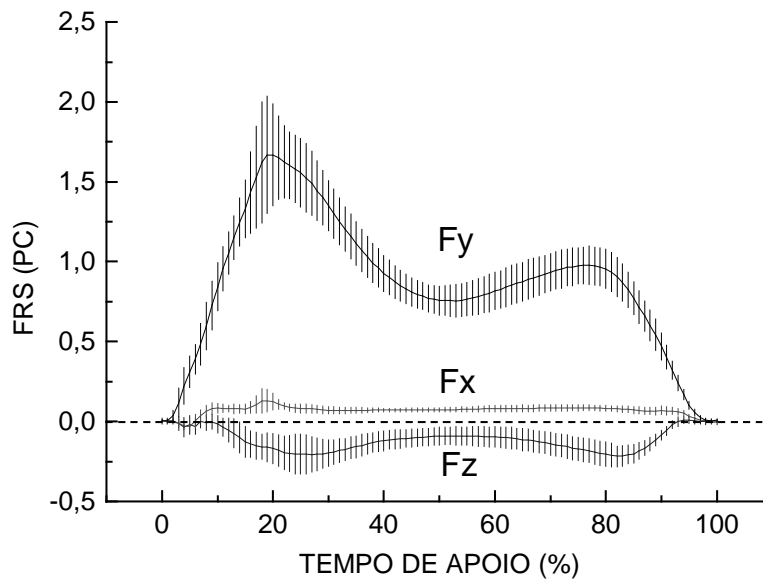
**FIGURA 4** - Representação gráfica das médias e desvios-padrão das componentes  $F_y$ ,  $F_x$  e  $F_z$  da FRS em (% PC) em relação ao tempo de apoio (%), na situação SUB-R20,  $n=10$ .



**FIGURA 5** - Representação gráfica das médias e desvios-padrão das componentes  $F_y$ ,  $F_x$  e  $F_z$  da FRS em (% PC) em relação ao tempo de apoio (%), na situação SUB-R30,  $n=10$ .

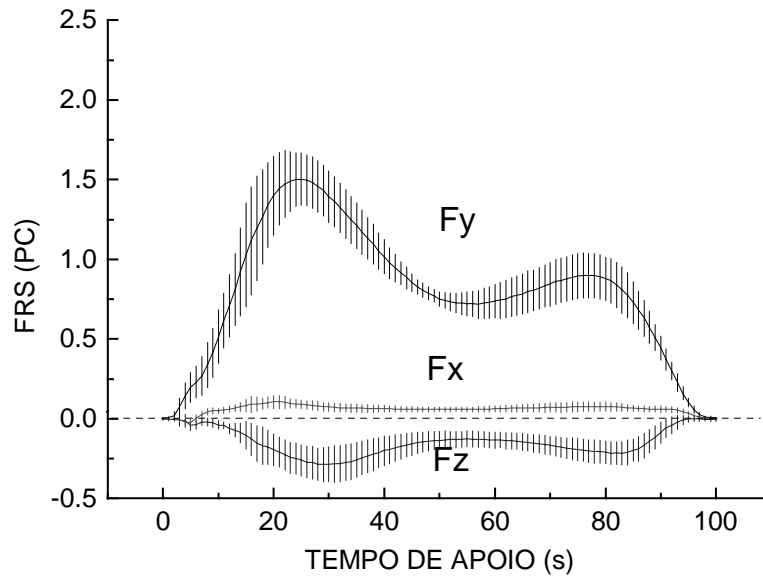


**FIGURA 6** - Representação gráfica das médias e desvios-padrão das componentes  $F_y$ ,  $F_x$  e  $F_z$  da FRS em (% PC) em relação ao tempo de apoio (%), na situação DES-L20,  $n=10$ .

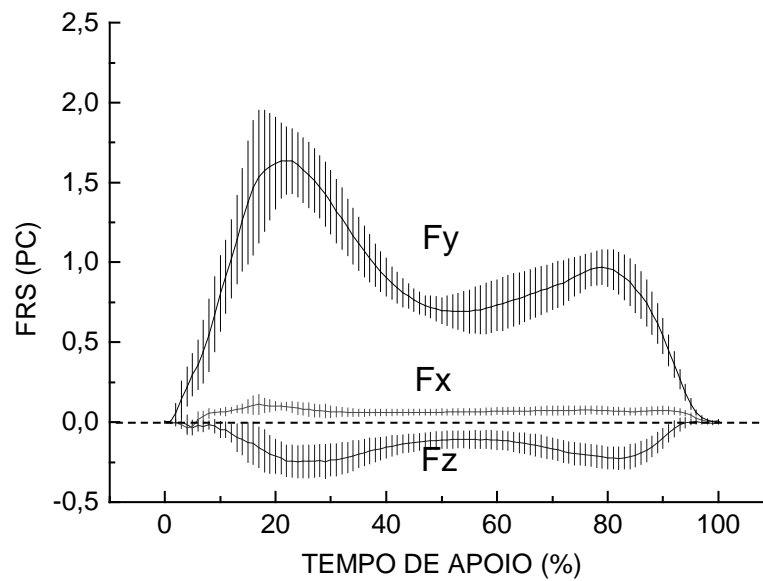


**FIGURA 7** - Representação gráfica das componentes  $F_y$ ,  $F_x$  e  $F_z$  da FRS em (% PC) em relação ao tempo de apoio (%), na situação DES-L30,  $n=10$ .





**FIGURA 8** - Representação gráfica das médias e desvios-padrão das componentes Fy, Fx e Fz da FRS em (% PC) em relação ao tempo de apoio (%), na situação DES-R20, n=10.



**FIGURA 9** - Representação gráfica das médias e desvios-padrão das componentes Fy, Fx e Fz da FRS em (% PC) em relação ao tempo de apoio (%), na situação DES-R30, n=10.

Analisando-se qualitativamente as curvas da FRS observa-se que a componente vertical apresenta dois picos ativos, sendo que o valor máximo aparece no primeiro pico para todas as situações. Observa-se também que os picos máximos mais acentuados correspondem à fase de descida do “step”. Outra informação obtida pelos gráficos, é a presença de picos de impacto passivo na fase de descida do “step”. Estes picos de impacto passivo representam, segundo Nigg citado por Nigg & Herzog (1994), forças que resultam da colisão de dois corpos e que atingem o seu máximo antes dos 50 ms, tempo em que o aparelho locomotor ainda não está ativo durante o movimento. Este impacto pode causar lesões nos tecidos moles e ossos.

Quanto às componentes ântero-posteriores e médio-laterais, identifica-se um mesmo comportamento para todas as situações da fase de subida e também para a fase de descida. Entretanto, em nenhum dos casos há semelhanças dessas características com as características do andar ou do correr encontradas nos estudos de Nigg citado por Nigg & Herzog (1994). Este fato ocorre no caso das componentes ântero-posteriores porque no andar o movimento é contínuo e no mesmo sentido (para frente), enquanto que no “step” existe a subida para frente, uma parada com os dois pés em cima do “step” e uma descida para trás. Por isso, as curvas da fase de subida diferem das curvas da fase de descida. Com relação às componentes médio-laterais no “step” o indivíduo sobe direcionando a força para o sentido lateral, quando sobe a outra perna a força direciona-se para o sentido medial e na descida o processo se repete. Por isso, os gráficos apresentam a mesma curva para estas componentes. Já para o andar somente o início da curva a força é medial pois todo o restante da curva é lateral devido às próprias características do ciclo da passada.

Estudos relacionados ao “step” que avaliaram a FRS, Dyson & Farrington (1995a,b), Johnson et alii (1992) e Zebas & Klausner (1996), não apresentaram os seus dados graficamente, o que impede a comparação dos dados obtidos neste estudo com os da bibliografia.

A análise quantitativa dos dados permite observar que o valor mais alto para o pico vertical máximo encontrado em todas as situações medidas foi de 1,67 vezes o peso corporal (PC), durante a fase de descida, para a altura de 30 cm do “step” e cadência de 120 bpm.

Com relação aos valores encontrados na literatura para a média do pico da força vertical máxima, o valor de  $1,67 \pm 0,32$  PC apresenta-se semelhante do encontrado por Johnson et alii (1992) ao investigar a variação da componente vertical da FRS ao longo de uma aula de 40 minutos, neste estudo, o maior valor obtido foi de 1,51 PC aos 20 minutos da aula. Já nos estudos de Zebas & Klausner (1996) durante a análise da cadência de 120 bpm e em particular para o movimento de descida do “step”, os autores obtiveram o valor de  $1,82 \pm 0,30$  PC. E, por último, Dyson & Farrington (1995b) tiveram como resultado para o passo básico, na altura de “step” de 20,3 cm e na cadência de 120 bpm, o valor de  $1,76 \pm 0,10$  PC.

Se compararmos os valores de FRS vertical encontrados neste estudo com os valores encontrados na literatura para o andar, podemos observar que os níveis de FRS no movimento básico de “step” são próximos aos níveis relatados para o andar, de aproximadamente 1,0 a 1,5 PC (Nigg citado por Nigg & Herzog, 1994).

No entanto, com relação à sobrecarga, é importante ressaltar que apesar do movimento básico de “step” e do andar apresentarem níveis de FRS semelhantes, não significa que as sobrecargas destas duas atividades também sejam semelhantes. Por exemplo, no instante de apoio do pé para a subida no “step” a configuração geométrica do corpo (joelho flexionado quase a 90 graus e tronco na posição vertical) faz com que o momento externo de flexão do joelho seja muito maior que na fase de apoio do andar. Além disso, o centro de gravidade do corpo na fase de subida no “step” está muito mais distante do que na fase de apoio do andar, o que poderia provocar uma sobrecarga maior para o caso do “step”.

Se compararmos os valores de FRS vertical encontrados neste estudo com os valores encontrados na literatura referentes à corrida, podemos observar que os valores na corrida são mais altos do que os valores no “step”. Na corrida estes valores atingem por volta de duas vezes e meia o peso corporal.

Quanto aos valores da componente ântero-posterior são escassos os dados encontrados na literatura. Dyson & Farrington (1995b), encontraram valores de 0,04 a 0,06 PC para a fase de subida no “step” e de 0,29 a 0,35 PC para a fase de descida do “step”.

No nosso estudo, os valores encontrados para as forças ântero-posteriores foram de  $0,10 \pm 0,04$  a  $0,13 \pm 0,08$  PC (para a fase de descida do “step”, na cadência de 120 bpm e altura de “step” de 30 cm) e de

0,12 ± 0,02 a 0,15 ± 0,04 PC (para a fase de subida no “step”, na cadência de 120 bpm e altura de “step” de 20 cm). Portanto, os valores encontrados neste estudo diferem dos encontrados por Dyson & Farrington (1995b), o que talvez possa ser explicado por diferenças na técnica de movimento utilizadas pelos indivíduos das amostras dos dois estudos. No entanto, não pode-se afirmar qual a causa da grande diferença nos valores encontrados.

Quanto às componentes médio-laterais observou-se as maiores médias para a fase de descida, de 0,22 ± 0,06 a 0,29 ± 0,10 PC, sendo que o valor de 0,29 ± 0,10 PC ocorreu na cadência de 132 bpm e na altura de “step” de 20 cm). Não foram encontrados valores na literatura para comparação entre resultados da componente médio-lateral.

Para a comparação de várias médias foi utilizado o método de “Estimação por intervalo para a média da população”. Com um fator de confiança de 95%, utilizando-se 1,96 desvios-padrão da média, corrigido para uma população de 10 amostras (Costa Neto, 1977).

Nos intervalos de confiança para a componente vertical (Fy) houve uma menor variação dos valores na fase de subida do que na fase de descida. É na fase de descida que as maiores médias dos picos se encontram, para todas as situações testadas. Este resultado era esperado já que na fase de descida do “step” existe a ação da força da gravidade atuando a favor do movimento.

A componente médio-lateral (Fz) não apresentou diferenças significativas entre todas as situações testadas. Portanto, acreditamos que as alturas e cadências testadas não interferiram significativamente nesta componente da FRS.

Da mesma forma se apresentou a componente ântero-posterior (Fx) da FRS.

Como medida da variabilidade total dos valores médios das componentes da FRS foi utilizado o coeficiente de variabilidade (CV), calculado segundo Winter (1991):

$$CV = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sigma_i^2}}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |X_i|},$$

onde: N = número de intervalos durante a passada;  $X_i$  = magnitude da variável no instante  $i$ ;  $\sigma_i$  = desvio padrão de  $X_i$ . O CV foi empregado para medir a variabilidade entre cada sujeito em cada situação testada durante a execução do movimento de “step”.

A amplitude dos resultados do CV para a componente vertical variou entre 15 e 20%, sendo de 15 a 18% na fase de subida e de 15 a 20% na fase de descida. Estes valores nos mostram que, entre as componentes da FRS, a vertical foi a que apresentou menor variabilidade inter-indivíduos, como esperado.

Para a componente médio-lateral a variação apresentou-se maior em relação à componente vertical. Os valores variaram de 37 a 58%. A componente ântero-posterior apresentou variação de 28 a 41%. A maior variabilidade foi encontrada nas componentes horizontais. Para as três componentes da FRS a maior variação ocorreu na fase de descida do “step”.

Comparando-se os valores obtidos do CV para o “step” com os valores encontrados na bibliografia para o andar observa-se que são semelhantes. Para o andar, a componente vertical apresenta um CV de 18% e a componente ântero-posterior apresenta um CV de 43%, segundo Winter (1991). Esta semelhança pode estar relacionada ao fato do movimento de “step” ser bastante semelhante ao movimento de subir escadas, que é um movimento realizado no cotidiano assim como o andar.

De acordo com o questionário respondido pelos indivíduos da amostra, a maioria deles pratica “step” a mais de um ano. Desta forma, outra possibilidade para explicar a semelhança mencionada seria o fato de que os indivíduos da amostra estariam bastante familiarizados ao movimento de “step” e, portanto, a variabilidade do movimento não se apresenta maior em relação ao movimento de andar que é um movimento próprio do ser humano. E, por ser próprio do ser humano, o andar apresenta uma variabilidade menor em relação a outros movimentos não realizados rotineiramente pelo ser humano.

Os resultados referentes aos valores de impulso de impacto passivo, isto é, o impulso dos primeiros 50 ms do contato com o solo, apresentam-se bastante semelhantes para todas as situações testadas.

Através dos valores obtidos,  $0,008 \pm 0,001$  a  $0,013 \pm 0,001$  PC.s (na cadência 132 bpm e 30 cm de altura do “step”) nota-se, como esperado, que existe um pequeno aumento dos impulsos ao aumentarmos a altura da plataforma de “step”.

Poucos estudos encontrados avaliaram o impulso de impacto passivo. Dentre eles se destaca o estudo de Richard & Veatch (1990), os quais apresentaram valores semelhantes aos encontrados neste estudo para o resultado da análise de movimentos da ginástica aeróbica de baixo impacto. Estes autores encontraram impulsos de impacto passivo de 0,0131 PC.s e 0,0295 PC.s, para movimentos de baixo e alto impacto, respectivamente.

### **Parâmetros temporais**

Os valores das médias dos tempos de apoio e dos tempos de balanço apresentam-se bastante semelhantes em todas as situações investigadas. Isto é, os tempos de apoio variaram de  $0,57 \pm 0,03$  a  $0,65 \pm 0,06$  s e os tempos de balanço variaram entre  $0,31 \pm 0,02$  a  $0,33 \pm 0,04$  s.

Observando-se os valores do tempo total da passada ( $0,88 \pm 0,05$  a  $0,98 \pm 0,10$  s) não é possível afirmar que houve diminuição no tempo total da passada para a cadência de 132 bpm em relação à cadência de 120 bpm. No entanto, era esperado que houvesse essa diminuição no tempo total da passada já que a cadência de 132 bpm foi a mais rápida das cadências testadas.

Segundo a análise estatística realizada (intervalo de confiança) pode-se afirmar que o tempo de apoio na fase de subida, cadência de 120 bpm e altura de “step” de 30 cm é significativamente diferente que o tempo de apoio para a fase de descida, cadência de 132 bpm e altura de 20 e 30 cm.

Também pode-se afirmar que existe uma tendência do tempo de apoio diminuir conforme aumenta a cadência do movimento e a altura do “step”, principalmente na fase de descida do “step”. É um fato esperado no sentido de que, se para uma mesma altura de “step” são utilizadas duas cadências, na cadência mais rápida (132 bpm) é preciso criar uma estratégia para realizar o mesmo movimento em um tempo menor. Pode-se concluir neste estudo que a estratégia adotada pelos indivíduos da amostra foi diminuir o tempo de apoio para manter o mesmo tempo de balanço para todas as situações testadas.

O tempo de apoio apresenta uma maior variação do que o tempo de balanço. Tanto para o tempo de balanço quanto para o tempo de apoio pode-se afirmar que nenhum dos valores médios obtidos é significativamente diferente.

### **CONSIDERAÇÕES FINAIS: CONCLUSÕES**

Segundo os dados obtidos, não encontramos diferenças estatisticamente significativas nos resultados da FRS em função das diferentes alturas e cadências testadas, mas a FRS na fase de descida foi estatisticamente maior do que na fase de subida no “step”.

O valor máximo encontrado para os picos verticais da FRS foi de  $1,67 \pm 0,32$  PC. Este valor apresenta-se próximo aos valores encontrados por Dyson & Farrington (1995), cujo valor encontrado para a mesma altura (20 cm) e mesma cadência (120 bpm) testadas foi de  $1,76 \pm 0,10$  PC. Através destes dados pode-se concluir que o movimento básico de “step”, para estas alturas e cadências testadas apresentam níveis de FRS próximos aos níveis relatados para o andar, de aproximadamente 1,0 a 1,5 PC (Nigg citado por Nigg & Herzog, 1994).

Desta forma, pode-se concluir que o “step” não apresenta altos valores de FRS se comparado com o que ocorre na corrida, em que os valores atingem por volta de duas vezes e meia o peso corporal.

Considerando que as componentes médio-lateral e ântero-posterior são diretamente influenciadas pelo nível de controle do movimento, os resultados também nos mostram que o controle do movimento na articulação, principalmente, do tornozelo, não apresenta uma grande variação tanto na fase de subida quanto na descida do “step”.

Quanto aos parâmetros temporais, observa-se que as alturas e as cadências testadas não alteram significativamente os tempos de apoio e de balanço. Pode-se concluir também que a estratégia

utilizada pelos indivíduos da amostra, quando aumentada a altura do "step" e/ou aumentada a cadência, foi diminuir o tempo de apoio e manter o tempo de balanço.

Quanto as informações obtidas pelo questionário referentes às características do calçado utilizado durante a coleta, não pode-se dizer que houve alterações nos resultados obtidos em função das diferentes marcas e modelos de calçados (tênis) utilizados.

Certamente, para uma análise mais completa da sobrecarga sobre o aparelho locomotor durante o movimento de "step", teremos que investigar vários movimentos utilizados nas coreografias, bem como estudar outras variáveis, tais como os momentos de força e os pontos de aplicação da força.

**QUADRO 1** - Resumo dos resultados obtidos e dos resultados encontrados na bibliografia.

MOVIMENTO	F VERTICAL (PC)	F ÂNTERO-POST. (PC)	F MÉDIO-LATERAL (PC)	IMPUL. IMP. PASSIVO (PC.s)	TEMPO APOIO (s)	TEMPO BALANÇO (s)	AUTOR	ANO
"STEP" BÁSICO 120 e 132 bpm e 20 e 30 cm	0,95 ± 0,13 a	0,10 ± 0,04 a	0,19 ± 0,06 a	0,008 ± 0,001 a	0,57 ± 0,03 a	0,31 ± 0,02 a	Wieczorek et alii	1996
	1,67 ± 0,32	0,15 ± 0,04	0,29 ± 0,10	0,013 ± 0,001	0,65 ± 0,06	0,33 ± 0,04		
"STEP" BÁSICO 20,3 cm (após 5 e 40 min)	1,73 e 1,95	-	-	-	-	-	Dyson & Farrington (a)	1995
"STEP" BÁSICO 10 e 25 cm	1,484 ± 0,166 a	0,04 a 0,06 (subida) e 0,29 a 0,35 (descida)	-	-	-	-	Dyson & Farrington (b)	1995
	1,863 ± 0,192							
"STEP" BÁSICO 20 e 35 min	1,41;	-	-	-	-	-	Johnson et alii	1992
	1,51;							
	1,46							
"STEP" 120, 128 e 135 bpm	1,82 (descida)	-	-	-	-	-	Zebas & Klausner	1996
GINÁSTICA AERÓBICA	-	-	-	0,0295 (alto impacto) 0,0131 (baixo impacto)	-	-	Richard & Veatch	1990
ANDAR	1,0 a 1,5	0,2 a 0,4	0,05 a 0,1	-	-	-	Nigg & Herzog	1994
CORRER	2,0 a 2,5	-	-	-	-	-	"	"
CORRER (3 a 5 m/s)	2,51 a 2,83	0,25 a 0,55	0,1 a 0,2	-	0,27 a 0,199	-	Cavanagh	1990

## ABSTRACT

### STUDY OF GROUND REACTION FORCE IN THE STEP BASIC MOVEMENT

The basic movement of step is characterized by ascending and descending on a platform called step and it is synchronized with musical time. The step height as well as musical time can change in regard to fitness level, person height and his experience with the task. In order to evaluate ground reaction force (GRF) during the movement, know its pattern and compare it with human gait, an experiment was made to measure the three ground reaction force components: vertical, medio-lateral and antero-posterior using force plates. Ten female adults were tested, who were voluntaries and experienced in this task. The measure of GRF was done with two step heights: 20 and 30 cm and two musical cadences: 120 and 132 bpm (beats per minute). The dynamic parameters measured were: peak vertical ground reaction force, maximum absolute values of horizontal forces and passive impact impulse and temporal parameters: stance time and swing time. We can conclude that there are no significant statistical differences among GRF's results due to different tested heights and cadences; although, GRF during descending phase was statistically bigger than

ascending phase in step. In regard to the maximum values of vertical GRF peaks ( $1.67 \pm 0.32$  BW), we can also conclude that the vertical GRF's step is similar to that of human gait.

UNITERMS: Step; Ground reaction force; Biomechanic.

---

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AMADIO, A.C.; LOBO DA COSTA, P.H.; SACCO, I.C.N.; SERRÃO, J.C.; ARAÚJO, R.C.; MOCHIZUKI, L.; DUARTE, M. Introdução à biomecânica para análise do movimento humano: descrição e aplicação dos métodos de medição. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, 1997. /no prelo/
- BAUMANN, W. Über ortsfeste und telemetrische Verfahren zur Messung der Abstoßkraft des Fußes. In: **BIOMECHANICS I**. Basel, Karger, 1968. p.78-82.
- BRASK, B.; LUEKE, R.H.; SODERBERG, G.L. Eletromiographic analysis of selected muscles during the step-up exercise. **Physical Therapy**, v.64, n.3, p.324-9, 1984.
- CAVANAGH, P.R. **Biomechanics of distance running**. Champaign, Human Kinetics, 1990.
- COOK, T.M.; ZIMMERMANN, C.L.; LUX, K.M.; NEUBRAND, C.M.; NICHOLSON, T.D. EMG Comparison of lateral step-up and stepping machine exercise. **Journal of Orthopaedic Sport Physical Therapy**, v.16, n.3, p.108-13, 1992.
- COSTA NETO, P.L.O. **Estatística**. São Paulo, Edgard Blücher, 1977.
- DYSON, R.J.; FARRINGTON, T.A. Ground reaction forces during step aerobics. **Journal of Human Movements Studies**, v.29, p.89-98, 1995a.
- \_\_\_\_\_. Step aerobics vertical ground reaction force and exercise duration. **Journal of Human Movements Studies**, v.29, p.79-87, 1995b.
- FRANCIS, P.R.; POLINER, J.; BUONO, M.J.; FRANCIS, L.L. Effects of choreography, step height, fatigue and gender on metabolic cost of step training. San Diego, San Diego State University, 1988.
- HAWES, D.; LIGHT, L.H.; REPOUND, E. Modeling the distortion produced by heel strike transients in soft tissue. **Journal of Physiology**, v.296, p.10-1, 1979.
- JOHNSON, B.F.; RUPP, J.C.; BERRY, S.A.; RUPP, D.A. Peak vertical ground reaction forces and time-to peak force in bench-step aerobics and other activities. **Medicine and Science in Sports Exercise**, v.24, p.S131, 783, 1992.
- MÜLLER, T.; BEZERRA, A.F.; BARRIVIEIRA, A.C.; ZANCHETTA, A.M.; GONÇALVES, M. Análise eletromiográfica durante o movimento "step". In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 6., Brasília, 1995. **Anais**. Brasília, Sociedade Brasileira de Biomecânica/UnB, 1995. p.238-43.
- NIGG, B.M. Loads in selected activities: an overview. In: WINTER, D.A.; NORMAN, R.W., eds. **Biomechanics IX-B**. Champaign, Human Kinetics, 1985. p.91-6.
- NIGG, B.M.; HERZOG, W. **Biomechanics of the musculo-skeletal system**. New York, Wiley, 1994.
- RICHARD, M.D.; VEATCH, S. Comparison of impact forces in high and low aerobic dance movements. **International Journal of Sport Biomechanics**, v.6, p.67-77, 1990.
- WINTER, D.A. **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological**. 2.ed. Waterloo, University of Waterloo Press, 1991.
- \_\_\_\_\_. **Biomechanics and motor control of human movement**. 2.ed. Waterloo, University of Waterloo Press, 1990.
- ZEBAS, C.J.; KLAUSNER, J.M. Impact forces of three steps aerobics lunge variations at three cadences. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON BIOMECHANICS IN SPORTS, 14., Lisboa, 1996. **Proceedings**. Lisboa, Universidade Técnica de Lisboa, 1996. p.168.
- ZIMMERMANN, C.L.; COOK, T.M.; BRAVARD, M.S.; HANSEN, M.M.; HONOMICHI, R.T.; KARNS, S.T.; LAMMERS, M.A.; STEELE, S.A.; YUNKER, L.K.; ZEBROWSKI, R.M. Effects of stair-stepping exercise direction and cadence on EMG activity of selected lower extremity muscle groups. **Journal of Orthopaedic Sport Physical Therapy**, v.19, n.3, 173-80, 1994.

Recebido para publicação em: 16 abr. 1997

Revisado em: 21 jan. 1998

Aceito em: 09 mar. 1998

ENDEREÇO: Silvana Aparecida Wieczorek  
EEFEUSP  
Laboratório de Biomecânica  
Av. Prof. Mello Moraes, 65  
05508-900 - São Paulo - SP - BRASIL