

Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana

Ana Maria Forti Barela¹ & Marcos Duarte²

¹Laboratório de Análise do Movimento, Instituto de Ciências da Atividade Física e Esporte, Universidade Cruzeiro do Sul, São Paulo, SP, Brasil 01506-000

²Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, , São Paulo, SP, Brasil 05508-030

Use of force plate for acquisition of kinetic data during human gait

Abstract: We cannot see forces and are not able to measure them during a clinical evaluation. However, the ground reaction force can be measured with a force plate, which is an instrument used for gait analysis in many laboratories. With a force plate one can acquire data that describe some gait characteristics not detectable through visual inspection. In this article, we present information regarding types of force plate commercially available, installation, data acquisition during gait, data normalization, and the interpretation of these data. It is not our intention to present a database of kinetics data from clinical analysis, but it is to provide basic subsidies to use force plate to acquire kinetics data during human gait.

Key Words: Gait analysis, biomechanics, ground reaction force.

Introdução

As forças internas e externas ao corpo humano durante a locomoção são investigadas por meio da análise cinética. As forças internas são as forças geradas pelos músculos e transmitidas pelos tecidos corporais, as forças de tensão transmitidas pelos ligamentos e as forças transmitidas através das áreas de contato articular (Capozzo, 1984). Essas forças são transformadas em rotações dos segmentos, que por sua vez, produzem o movimento dos mesmos. As forças externas mais comuns são força da gravidade, força de reação do solo e as forças de resistência dos fluidos. Essas forças representam as interações físicas entre o corpo e o ambiente e são as forças que causam o movimento do corpo pelo espaço.

Na marcha, as forças internas são calculadas indiretamente, uma vez que até o momento não há qualquer tipo de transdutor de força que possa ser utilizado em seres humanos sem intervenção cirúrgica. O procedimento utilizado para calcular indiretamente as forças internas é o da dinâmica inversa, que não será tratado neste artigo. Com relação às forças externas, a força de reação do solo (FRS) é a força externa mais comumente investigada na análise da marcha (Whittle, 2007). FRS é uma força que atua da superfície de contato

(solo) para o objeto (no caso, o corpo humano) em que se está em contato. Essa força é decorrente das ações musculares e do peso corporal transmitido através dos pés, e a direção e magnitude da FRS equivalem exatamente à direção e magnitude do movimento do centro de massa do corpo (Meglan & Todd, 1994). De acordo com esses autores, durante o andar, os dois pés estão em contato com o solo simultaneamente cerca de um quarto do tempo, e os efeitos sobre o centro de massa (ou centro de gravidade) são decorrentes da somatória das forças de reação que atuam nos dois pés. Durante os três quartos do tempo remanescente, somente um pé está em contato com o solo, e somente a força de reação daquele pé é que influencia o movimento do centro de massa do corpo. Como a FRS pode ser medida por plataformas de força, que é um dos instrumentos mais comumente utilizados para análise cinética da marcha, o objetivo deste artigo é apresentar informações sobre plataforma de força, com intuito de fornecer subsídios básicos para sua utilização na aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana.

Plataforma de força

A plataforma de força (Figura 1) consiste de duas superfícies rígidas, uma superior e uma

inferior, que são interligadas por sensores de força. Há vários modos de construção da plataforma segundo o posicionamento dos sensores, destacando-se três em particular: plataforma com um único sensor no seu centro; plataforma triangular com sensores nos seus três cantos; e plataforma retangular com sensores nos seus quatro cantos. Esse último modo de construção é o mais utilizado nas plataformas comercialmente disponíveis para análise da marcha.

Geralmente a plataforma é colocada no chão de tal forma que a sua superfície superior esteja nivelada com o chão para que seja possível andar normalmente sobre ela. Nas plataformas de força retangulares que medem as três componentes da FRS (as principais comercializadas no mercado) cada um dos quatro sensores de força registra a força aplicada nas direções médio-lateral (X), ântero-posterior (Y) e vertical (Z), como ilustrado na Figura 1.

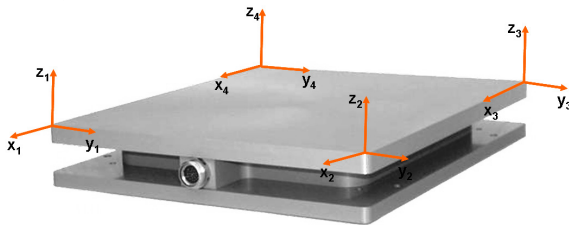


Figura 1: Exemplo de uma plataforma de força retangular mostrando as superfícies superior e inferior e a representação das forças obtidas por meio dos sensores em cada um dos cantos da plataforma.

A partir das componentes da FRS e das componentes do momento de força, é possível obter uma importante grandeza mecânica para análise do movimento humano, chamada centro de pressão (CP). O CP é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte. O dado do CP refere-se a uma medida de posição definida por duas coordenadas na superfície da plataforma. Essas duas coordenadas são identificadas em relação à orientação do indivíduo que se encontra sobre a plataforma: direção ântero-posterior (a-p) e direção médio-lateral (m-l). A partir dos sinais mensurados pela plataforma de força, a posição do CP é dada por:

$$CP_{a-p} = (-h \cdot F_x - M_y) / F_z \quad (\text{Equação 1})$$

$$CP_{m-l} = (-h \cdot F_y + M_x) / F_z \quad (\text{Equação 2})$$

onde h é a altura da base de apoio acima da plataforma de força, como por exemplo, um tapete sobre a plataforma de força.

Plataformas de força comerciais são instrumentos de alto valor financeiro e, para se ter

uma idéia desse valor, a plataforma mais acessível custa cerca de 10 mil dólares. Se o uso da plataforma for apenas para análises mais simples, como para posturografia, uma plataforma mais simples e consequentemente, mais em conta e suficientemente acurada, pode ser construída (Bizzo, Guillet, Patat, & Gagey, 1985). Esse tipo de plataforma é composto por três ou quatro células de carga que medem apenas a componente vertical da força de reação do solo para estimar o CP. Independentemente se a plataforma for comercial ou não, ela deve estar calibrada para permitir uma medição adequada (Cappello, Lenzi, & Chiari, 2004). Atualmente, a EMG System do Brasil e a Cefise comercializam plataformas desse tipo.

Outros fabricantes de plataformas de força são AMTI, Bertec e Kistler, que fabricam um dos dois tipos principais de plataforma de força, a de cristal artificial ou a de células de carga (*strain gauges*) (Tabela 1). A plataforma de força de cristal artificial utiliza transdutores de força de quartzo que apresenta a propriedade de gerar um sinal elétrico quando submetida a uma carga mecânica (Nigg & Herzog, 2007). A plataforma de força de células de carga utiliza transdutores do tipo *strain gauge*, que é um dispositivo elétrico que tem sua resistência elétrica variada em função da deformação mecânica do mesmo. Há algumas diferenças entre os componentes que compõem cada uma dessas plataformas de força, porém, essas diferenças não interferem na análise de marcha. A seguir, algumas informações a respeito da seleção e instalação da plataforma de força são apresentadas.

Tabela 1: Principais plataformas de força comercialmente disponíveis.

Fabricante	Tipo	Dimensões (mm)	Amplificadores Internos
AMTI	Células Carga	464 x 508 à 610 x 1220	Não
Bertec	Células Carga	464 x 508 à 900 x 900	Sim
Kistler	Cristal piezoelétrico	500 x 500 à 600 x 900	Sim (1 modelo)
EMG System	Células Carga	500 x 500	Não
Cefise	Células Carga	600 x 600	Não

Seleção e instalação da plataforma de força

A seleção de uma plataforma de força para análise de marcha não é crítica. Provavelmente, um dos fatores que pode interferir na sua seleção é o orçamentário. Quanto às dimensões, uma plataforma de força de 50 × 50 cm aproximadamente é adequada para adquirir dados durante a marcha e pode ser utilizada em combinação com uma ou mais plataformas de força, dependendo do objetivo da análise. Por exemplo, se o objetivo da análise for registrar a FRS acerca das duas pernas, então duas plataformas de força devem ser montadas com uma pequena distância entre elas. Alguns laboratórios de marcha dispõem de três ou quatro plataformas em série para registrar vários passos ou garantir que pelo menos um passo seja registrado, não importando como o indivíduo andou.

A instalação da plataforma de força é extremamente importante para a qualidade dos dados adquiridos. Dois aspectos que devem ser considerados são com relação à estrutura em que a plataforma de força será afixada, que deve ser rígida e plana. Sendo assim, a estrutura deve ser rígida para evitar qualquer tipo de vibração indesejada, e deve ser plana para evitar que a plataforma de força se movimente. Provavelmente, uma das melhores formas para instalar uma plataforma de força é posicioná-la sobre uma base de concreto nivelada. Como mencionado anteriormente, a plataforma de força tem uma superfície superior e uma superfície inferior. Ao instalar a plataforma de força, sua superfície superior deve ficar no mesmo nível do piso em que os indivíduos se locomovem, enquanto que a sua superfície inferior deve ser afixada em uma base sólida para evitar vibrações indesejáveis e deslocamento da mesma durante a aplicação de força sobre a superfície superior.

É importante ressaltar que a instalação deve ser feita de modo que minimize a vibração de qualquer parte da plataforma de força, uma vez que todas as forças aplicadas sobre a plataforma devem passar pelos transdutores de força para que sejam medidos corretamente, evitando erros nos resultados obtidos. Informações mais detalhadas sobre instalações das plataformas de força são fornecidas pelos seus respectivos fabricantes. Porém, cabe mencionar que no caso da marcha, normalmente, a plataforma de força é instalada na região central de uma passarela pré-estabelecida, caso o objetivo seja avaliar as componentes da FRS em velocidade constante, para evitar as acelerações e desacelerações no início e fim do movimento, respectivamente.

Quando se adquire uma plataforma de força, é importante se atentar para todos os componentes necessários para seu funcionamento. Além da plataforma de força e do computador que contém o software que gerencia a aquisição dos dados na plataforma, outros componentes fundamentais para tal aquisição são o condicionador de sinais (nome para o equipamento que realiza a amplificação e filtragem dos sinais) e o conversor analógico para digital (A/D). O conversor A/D converte o sinal analógico (sinal contínuo no tempo) da plataforma de força para sinal digital (sinal discreto, definido apenas em certos intervalos de tempo) para que possa ser processado pelo computador. Obviamente, a plataforma de força não funciona por si só, porém, pode-se esquecer da necessidade de um conversor A/D ou de um software próprio para gerenciar a aquisição dos sinais.

Ainda, com relação ao conversor A/D e o software de aquisição, há duas opções de aquisição para esses dois componentes: pode-se adquiri-los diretamente do fabricante da plataforma de força ou pode-se adquiri-los separadamente. Há vantagens e desvantagens para as duas alternativas. Sendo assim, adquirir tudo do fabricante é a opção mais prática, é quase garantido que tudo funcione regularmente, mas também é a opção de custo mais elevado e de menores chances para adaptar a algumas demandas específicas, pois o usuário estará restrito ao que o fabricante oferece em termos de opções do software. Outro aspecto importante é que se para cada equipamento adquirido, se adquire um software específico do fabricante, os custos serão maiores e muito provavelmente os equipamentos não poderão ser integrados (isto é, não poderão conversar entre si) e sincronizados. Por isso, em um laboratório de marcha onde há, por exemplo, plataforma(s) de força, eletromiógrafos e câmera(s) para análise de movimento, é preferível utilizar um único software que gerencie todos estes equipamentos. Geralmente, esse software é fornecido pelo fabricante do sistema de análise de movimento. Uma outra opção é desenvolver softwares de aquisição de dados em ambientes de programação próprios para isso, como por exemplo, Labview (National Instruments, Inc.) e Matlab (Mathworks, Inc.), entre outros.

Aquisição de dados na plataforma de força

Provavelmente, a aquisição de dados utilizando plataforma de força é a mais simples em comparação à eletromiografia ou filmagens. A medida que se pisa sobre a plataforma de força, a força aplicada sobre ela é detectada pelos sensores,

e os sinais elétricos são amplificados e registrados em um computador. A Figura 2 ilustra uma representação esquemática de um arranjo experimental típico para aquisição de dados na plataforma de força. A comunicação entre esses equipamentos é feita por meio de cabos elétricos (representados por setas na Figura 2), que também são fundamentais nesse arranjo experimental.

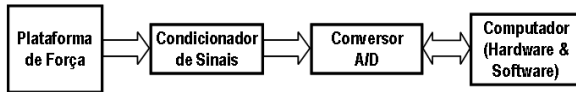


Figura 2: Representação esquemática de um arranjo experimental típico para aquisição e processamento do sinal com o uso de plataforma de força.

Durante a aquisição de dados na plataforma de força, é importante observar se o pé em consideração pisa sobre a plataforma de força como um todo, sem que parte do mesmo pise na superfície que não seja a plataforma. Caso isto ocorra, é preciso desconsiderar essa aquisição, pois os dados obtidos estarão alterados. Do contrário, independentemente de onde o pé tocar sobre a plataforma de força, a força resultante idealmente será a mesma. Pode ser útil filmar o trecho em que se encontra(m) a(s) plataforma(s) de força para verificar o posicionamento do(s) pé(s) sobre a(s) mesma(s).

Normalização dos dados adquiridos na plataforma de força

Para que seja possível comparar os dados adquiridos com a plataforma de força entre diferentes indivíduos e/ou diferentes condições e repetições, é necessário normalizar a amplitude desses dados. A normalização pode ser feita por meio do valor do peso corporal do indivíduo, em que o resultado obtido de um determinado indivíduo na plataforma de força é dividido pelo seu peso corporal.

É possível normalizar também a duração temporal da FRS. Esse procedimento é necessário para comparar diferentes repetições e diferentes indivíduos, uma vez que é muito provável que cada repetição, independentemente se for o mesmo indivíduo ou não, tenha duração da passada ligeiramente diferente devido à variabilidade do movimento humano. Na normalização temporal, estabelece-se que o início dos dados da FRS corresponda a 0% e o final a 100%, e então o procedimento matemático chamado interpolação é utilizado para gerar um determinado número de pontos entre 0 e 100% para as diferentes repetições.

O período entre esses dois extremos é denominado ciclo (por exemplo, esses extremos podem corresponder aos dois contatos sucessivos do calcanhar direito ou ao contato do calcanhar na plataforma e perda de contato do pé na plataforma).

Dados adquiridos na plataforma de força durante a marcha

Na marcha, há duas forças básicas na FRS, força peso e força de atrito. A força peso está relacionada à componente vertical da FRS decorrente do peso corporal e de qualquer aceleração e/ou desaceleração que atuam no corpo. Essa componente é necessária para se contrapor à ação da gravidade e deve ser igual ao peso corporal para manter a altura do centro de massa acima da superfície de contato (Meglan & Todd, 1994). Dessa forma, a FRS vertical total menor que o peso corporal indica que o centro de massa do corpo está acelerando para baixo, enquanto que essa força maior que o peso corporal indica que o centro de massa do corpo está acelerando para cima. As oscilações para cima e para baixo do centro de massa durante a marcha se correlacionam aos desvios do centro de massa do corpo da força de reação vertical do peso corporal (Meglan & Todd, 1994).

A força de atrito, por outro lado, se refere à componente horizontal da FRS devido ao atrito entre o pé e a superfície de contato. A ação da gravidade não interfere diretamente nessa força e as acelerações são nos sentidos ântero-posterior e médio-lateral. Da mesma forma que a força peso, a força de atrito se correlaciona às acelerações de progressão e lateral do corpo. Essa força é necessária para iniciar e cessar os períodos da locomoção, além de alterar a velocidade e direção da marcha (Meglan & Todd, 1994).

A Figura 3 ilustra as curvas típicas das componentes vertical e horizontais da FRS durante o período de apoio da marcha. A componente vertical da FRS (Figura 3, linha contínua) apresenta uma magnitude maior que as demais componentes e é caracterizada por dois picos e um vale, e geralmente, esses picos apresentam uma magnitude um pouco maior que o peso corporal. O primeiro pico é observado durante a primeira metade do período de apoio e caracteriza parte do apoio quando a perna está recebendo o peso corporal, logo após o contato do pé com o solo (Larish, Martin, & Mungiole, 1988). O segundo pico é observado no final do período de apoio e representa o impulso contra o solo para iniciar o próximo passo (Hamill & Knutzen, 1999). O vale entre os dois picos é ligeiramente menor em magnitude que

o peso corporal e ocorre quando o pé se encontra na posição plana em relação ao solo.

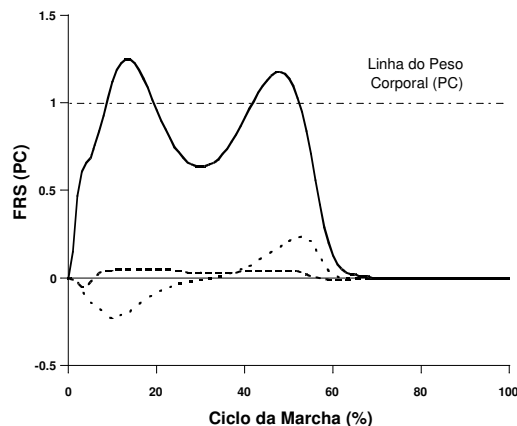


Figura 3: Componentes vertical (linha contínua), horizontal ântero-posterior (linha pontilhada) e horizontal médio-lateral (linha tracejada) da força de reação do solo (FRS) normalizadas pelo peso corporal (PC) durante um ciclo da marcha. Dados referentes a adultos sem queixas de comprometimento no aparelho locomotor andando em velocidade confortável auto-selecionada.

A componente horizontal ântero-posterior da FRS (Figura 3, linha pontilhada) apresenta uma fase negativa (desaceleração) durante a primeira metade do período de apoio e uma fase positiva (aceleração) durante a outra metade desse período. Na primeira metade do período de apoio, o pé empurra o solo para frente e, conseqüentemente, a FRS é direcionada para trás. Na segunda metade do período de apoio, o pé empurra o solo para trás e, conseqüentemente, a FRS é direcionada para frente. Sendo assim, a fase negativa representa uma diminuição da velocidade do corpo todo e a fase positiva representa uma aceleração do corpo à frente (Winter, 1991). Os picos da força de cada uma dessas fases durante a marcha equivalem aproximadamente a 15% da magnitude do peso corporal e quase que coincidem temporalmente com os dois picos da componente vertical da FRS (Larish, et al., 1988).

A componente horizontal médio-lateral da FRS (Figura 3, linha tracejada), por outro lado, apresenta magnitude muito pequena (Whittle, 2007), e é inconsistente (Hamill & Knutzen, 1999), tanto intra- quanto inter-indivíduos (Nigg & Herzog, 2007), o que dificulta a sua interpretação. Para Hamill e Knutzen (1999), a variabilidade observada nesta componente pode ser em virtude da diversidade no posicionamento do pé, que pode estar apontando para dentro (adução do pé) ou para fora (abdução do pé) durante o período de apoio.

Ainda com relação às componentes da FRS, há um pico nos primeiros milsegundos (ms) do período de apoio, nem sempre evidente na marcha, que se refere à força de impacto (Nigg & Herzog, 2007), como pode ser observado na Figura 4. Força de impacto na locomoção humana, segundo esses autores, é uma força que resulta da colisão entre dois corpos (no caso, o pé e o solo) e que atingem magnitude máxima antes de 50 ms após o contato inicial dos dois corpos. A magnitude do pico da força de impacto pode sofrer influências de vários fatores, entre eles, velocidade da locomoção e tipo de calçado (ou se estiver sem calçado).

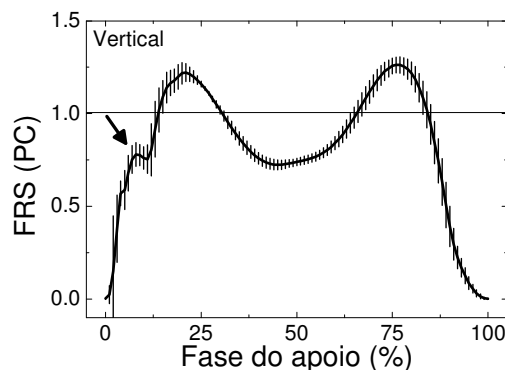


Figura 4: Média e desvio padrão da componente vertical da força de reação do solo (FRS) de cinco repetições de um adulto jovem andando descalço em velocidade auto-selecionada e confortável durante a fase de apoio do andar. A seta aponta para o pico no início do ciclo da marcha, que se refere à força de impacto. Nota: os dados foram normalizados pelo peso corporal (PC) do indivíduo.

Por fim, a Figura 5 apresenta as componentes vertical, horizontal ântero-posterior e horizontal médio-lateral da fase de apoio da marcha em três velocidades auto-selecionadas: lenta, confortável e rápida, com intuito de ilustrar as diferenças e semelhanças conforme a velocidade adotada para se locomover. É importante notar que à medida que a velocidade da marcha aumenta, a magnitude dos picos para as três componentes (valores positivos e negativos) aumenta e do vale da componente vertical diminuiu, o que indica maiores acelerações independentemente da direção. No entanto, o padrão das curvas é similar, principalmente para as componentes vertical e horizontal ântero-posterior.

Conclusão

Este artigo apresentou algumas informações acerca do uso de plataforma de força para análise cinética da marcha. Há outros instrumentos disponíveis comercialmente para análise cinética.

Porém, suas utilizações não são tão comuns em laboratórios de marcha como é o caso da plataforma de força. Neste artigo, ilustramos apenas dados referentes a indivíduos sem queixa de comprometimento no aparelho locomotor. Cabe ressaltar que o padrão das curvas referentes às componentes da FRS podem ser diferentes, e muitas vezes, os picos podem não ser tão evidentes, conforme o tipo e o grau de comprometimento músculo-esquelético, sensorial e/ou motor.

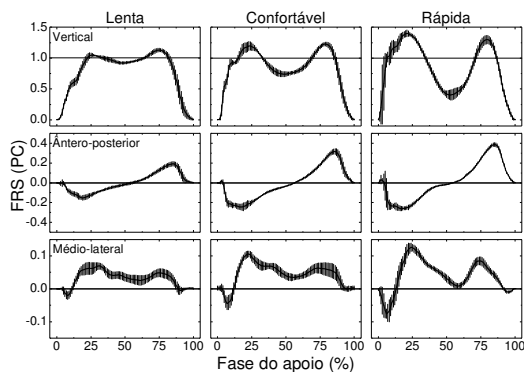


Figura 5. Média e desvio padrão das componentes vertical (linha superior), horizontal antero-posterior (linha central) e horizontal médio-lateral (linha inferior) da força de reação do solo (FRS) de cinco repetições de um adulto jovem andando descalço em cada velocidade auto-selecionada: lenta (coluna à esquerda), confortável (coluna central) e rápida (coluna à direita) durante a fase de apoio do andar. Nota: os dados foram normalizados pelo peso corporal (PC) do indivíduo e os eixos verticais para as componentes da FRS têm escalas diferentes.

Referências

- Bizzo, G., Guillet, N., Patat, A., & Gagey, P. M. (1985). Specifications for building a vertical force platform designed for clinical stabilometry. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 23(5), 474-476.
- Capozzo, A. (1984). Gait analysis methodology. *Human Movement Science*, 3, 27-50.
- Cappello, A., Lenzi, D., & Chiari, L. (2004). Periodical in-situ re-calibration of force platforms: a new method for the robust estimation of the calibration matrix. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 42(3), 350-355.
- Hamill, J., & Knutzen, K. M. (1999). *Bases biomecânicas do movimento humano*. São Paulo: Manole.
- Larish, D. D., Martin, P. E., & Mungiole, M. (1988). Characteristic patterns of gait in the health old. In J. A. Joseph (Ed.), *Central determinants of age-related declines in motor*

function (Vol. 515, pp. 18-32). New York: The New York Academy of Sciences.

Meglan, D., & Todd, F. (1994). Kinetics of human locomotion. In J. Rose; & J. G. Gamble (Eds.), *Human walking* (2nd ed., pp. 73-99). Baltimore: Williams & Wilkins.

Nigg, B. M., & Herzog, W. (2007). *Biomechanics of the muscle-skeletal system* (3rd ed.). New Jersey: Wiley.

Whittle, M. (2007). *Gait analysis: an introduction* (4th ed.). Edinburgh: Butterworth Heinemann.

Winter, D. A. (1991). *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly, and pathological* (2nd ed.). Waterloo: University of Waterloo Press.

Endereço para correspondência:

Ana Maria F. Barela
 Instituto de Ciências da Atividade Física e Esporte
 Universidade Cruzeiro do Sul
 Rua Galvão Bueno, 868, 13º andar, Bloco B
 Liberdade, São Paulo, SP, 01506-000
 e-mail: ana.barela@cruzeirodosul.edu.br

Submetido: 18 de junho de 2010.

Aceito: 02 de novembro de 2010.