

Artigo original

Proposta de um método de avaliação de variáveis temporais da marcha usando microfones: resultados preliminares em indivíduos saudáveis

Proposal of an assessment method of gait temporal variables using microphones: preliminary results with healthy subjects

Christiano Bittencourt Machado*, Cássio Rodrigues Lopes**, Miriam de Castro Folly***, André Luís Lima de Oliveira****

*Fisioterapeuta, Programa de Engenharia Biomédica – COPPE/UFRJ, **Fisioterapeuta, Clínica Fisiofriburgo, Universidade Estácio de Sá, Campus Friburgo-RJ, Professor de Recursos Terapêuticos Manuais, Universidade Estácio de Sá, Campus Friburgo-RJ,

Fisioterapeuta, Clínica Fisiofriburgo, Universidade Estácio de Sá, Campus Friburgo-RJ, *Fisioterapeuta, Diretor da Clínica Fisiofriburgo, Universidade Estácio de Sá, Campus Friburgo-RJ, Professor de Eletroterapia e Fisioterapia Aplicada à Traumatologia e Reumatologia – Universidade Estácio de Sá, Campus Friburgo-RJ

Resumo

A avaliação quantitativa da marcha quase sempre representa um procedimento difícil e caro, devido à necessidade de equipamentos complexos e de alto custo. O objetivo desse trabalho é desenvolver um algoritmo capaz de estimar as variáveis temporais da marcha, assim como fornecer estatísticas básicas, usando a gravação do som proveniente de microfones, colocados um em cada pé do indivíduo, uma vez que esse dispositivo pode captar o toque do calcanhar no chão no início do passo. Para a obtenção de resultados preliminares, foram recrutados indivíduos aparentemente saudáveis, sem nenhum distúrbio locomotor visível. Os resultados mostram uma consistência nas estimativas. Apesar de apresentar algumas limitações, o novo método se mostra promissor, capacitando fisioterapeutas a seguir continuamente o progresso de pacientes, sem dificuldades consideráveis.

Palavras-chave: marcha, técnicas e equipamentos de medição.

Abstract

Quantitative gait assessment usually represents a hard, expensive procedure, due to the need of high-cost and complex equipments. The purpose of this study was to develop an algorithm able to estimate gait temporal variables, as well as to provide basic statistics, using the sound recording from microphones placed at each foot of a subject, since this device can capture the heel strike on the ground at step onset. In order to obtain preliminary results, it was recruited apparently healthy subjects, without any visible locomotion impairment. The results show a consistency concerning variables estimations. Although there are some limitations, the new proposed method is promising, enabling physical therapists to continuing follow up the progress of patients, without considerable difficulties.

Key-words: gait, techniques and measurement equipment.

Introdução

A análise da marcha tem um papel fundamental no processo de reabilitação. Por exemplo, a avaliação da locomoção em pacientes pós-AVE (acidente vascular encefálico) [1-4], lesão de medula espinal [1,5,6], ou patologias ortopédicas [7] é decisiva na obtenção de

resultados positivos na intervenção terapêutica e no prognóstico, uma vez que existem limitações no suporte de peso corporal no membro afetado durante a fase de apoio da marcha, ou mesmo na fase de balanço, devido a perda da função [8].

Existem variáveis que podem descrever o padrão da marcha humana, e vários métodos para medir tais

Recebido 8 de outubro de 2004; aceito 15 de dezembro de 2004.

Endereço para correspondência: Christiano Bittencourt Machado, Laboratório de Ultra-Som, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ Ilha do Fundão, Centro de Tecnologia, Caixa Postal 68510, 21945-970 Rio de Janeiro RJ, Tel: (21) 9843-8059, E-mail: cbm@peb.ufrj.br

parâmetros têm sido propostos, principalmente o uso dos complexos laboratórios de biomecânica [9,10]. O comprimento da passada e do passo, largura da base de suporte e o grau do artelho desviado para fora compõem as variáveis espaciais da marcha; as variáveis temporais incluem a duração da passada e do passo, cadência e velocidade. Portanto dados quantitativos podem fornecer informações sobre as características e fatores que afetam a deambulação normal, como a idade, altura, sexo, força muscular e aspectos cognitivos [11,12].

Apesar da importância de sistemas de medidas na obtenção desse tipo de informação, os fisioterapeutas geralmente não têm um suporte financeiro suficiente para adquirir equipamentos adequados para uma análise cinética e/ou cinemática. Sendo assim, o desenvolvimento de métodos mais simples e de baixo custo mostra-se de grande valor, contribuindo na prática diária do profissional.

Diversas variáveis da marcha podem ter como referência de medida o contato do calcanhar no chão, freqüentemente considerado como a primeira subunidade da fase de apoio [10,11,13]. Logo, se for possível identificar e gravar esse momento, pode-se então estimar aspectos temporais da locomoção. Um dispositivo que poderia detectar esses toques no chão é o microfone, que representa um acessório de baixo custo, principalmente aqueles comumente usados em microcomputadores.

Sendo assim, esse estudo visa apresentar um novo método para estimar variáveis temporais da marcha, usando microfones-padrão para microcomputadores, colocados um em cada pé. Um algoritmo foi desenvolvido para fornecer dados quantitativos, como cadência, velocidade, e duração da passada e do passo, utilizando a gravação do som enquanto o paciente caminha por uma distância predeterminada. Para a obtenção de resultados preliminares, o método foi testado em indivíduos aparentemente saudáveis, como está descrito na seção *Métodos*.

Métodos

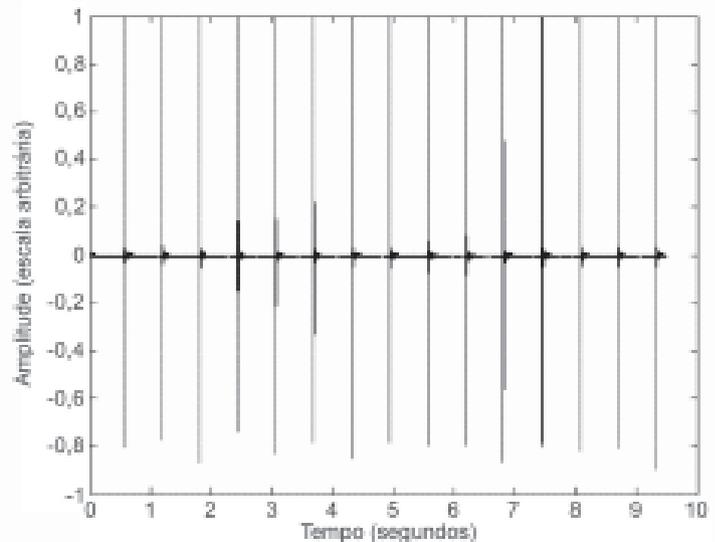
O algoritmo

Como foi mencionado antes, o contato do calcanhar na fase de apoio tem um papel importante na medida de diversas variáveis da marcha. Conseqüentemente, se existe um dispositivo capaz de capturar esses toques no chão, é possível calcular, por exemplo, o tempo entre dois passos ou duas passadas, a velocidade e a cadência da marcha.

Um microfone colocado em cada pé de um indivíduo poderia ser designado para essa tarefa. Suponha que as batidas de um metrônomo pudessem ser consideradas como sendo o som capturado pelo microfone, provindo

do contato do calcanhar. A figura 1 mostra o gráfico de uma gravação de som de um metrônomo com um ritmo de 96 batidas por minuto (bpm). Se também for considerado que cada pico de magnitude positiva máxima (PMPM) pode ser um contato do calcanhar, os intervalos entre dois picos podem representar o tempo entre dois passos. A cadência poderia ser o número de picos dividido pelo tempo total, do início da gravação até o último pico, e finalmente a velocidade poderia ser estimada pela distância percorrida dividida pelo tempo total. Infelizmente, como será visto *a posteriori*, esse padrão de gráfico não está presente quando a gravação é realizada com os microfones nos pés durante a marcha, embora existam muitas similaridades.

Figura 1 – Som provindo de um metrônomo funcionando a 96 bpm (equivalente a uma cadência de 1,6 passos/s). Note a presença de 15 picos, que corresponderia a 15 passos dados por uma pessoa usando um microfone em cada pé.



Com o objetivo de estimar as variáveis temporais da marcha, um algoritmo foi desenvolvido e implementado no *software* Matlab (The MathWorks Inc., USA). Após a gravação do som, o programa realiza as seguintes instruções:

- (1) Leia o arquivo (extensão .wav) gravado, salvo e introduzido pelo usuário;
- (2) Mostre o gráfico originado da gravação (Figura 1, por exemplo);
- (3) Encontre o tempo, em segundos (s), relativo a cada PMPM, construindo um vetor de dados x_i com N pontos (N picos, ou N passos);
- (4) Calcule a diferença de tempo entre os picos, construindo um vetor x_{2i} , onde para $2 \leq i \leq N-1$, $x_2(1) = x_2(2) - x_1(1)$ e $x_2(i) = x_1(i+1) - x_1(i)$. Esses pontos representarão a duração entre cada par de passos. Note que o intervalo entre o início da gravação e o primeiro pico é excluído do novo vetor. Isso é muito importante, uma vez que o início da

gravação é feito manualmente pelo usuário, o que pode diminuir o tempo real do primeiro passo, e conseqüentemente induzir a erros nas estimativas. Portanto, o algoritmo identificará o segundo PMPM como sendo o primeiro passo realizado pelo indivíduo;

(5) Assumindo que o indivíduo realizou seu primeiro passo com o pé esquerdo (primeiro pico, que é excluído), construa dois novos vetores, y_1 e y_2 , onde para $1 \leq i \leq N-1$:

- se i é ímpar, $y_1(i) = x_2(i) + x_2(i+1)$; senão se i é par, $y_2(i) = x_2(i) + x_2(i+1)$; j varia de 1 até $N/2$, se N é ímpar; se N é par, j varia de 1 até $N/2$ para y_1 , e de 1 até $(N/2)-1$ para y_2 ;
- y_1 e y_2 representam a duração entre cada passada esquerda e direita, respectivamente;

(6) Calcule a cadência da marcha (passos por segundos – passos/s), dividindo N pelo tempo total em s;

(7) Calcule a velocidade da marcha (m/s), dividindo a distância percorrida (m) pelo tempo total (s);

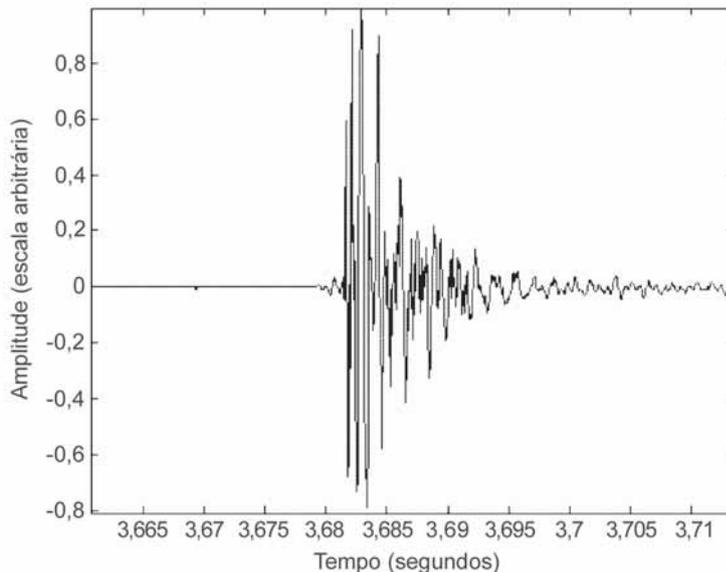
(8) Mostre as estatísticas básicas, tal como média, desvio-padrão, coeficiente de variação (%), valores máximo e mínimo, dos vetores x_2 (passos), y_1 (passadas esquerdas) e y_2 (passadas direitas).

O usuário precisa introduzir 3 entradas para o programa, após analisar o gráfico de som:

- Limiar de amplitude (LA): o algoritmo encontra os picos que estão acima desse valor. A importância dessa entrada será discutida em breve;
- A distância total percorrida pelo indivíduo, para estimar a velocidade da marcha;
- O tamanho da janela temporal de busca: com o objetivo de encontrar picos, o sinal é dividido em M segmentos com tamanho t s, seguindo critérios heurísticos. Dentro da janela temporal, o algoritmo procura pelo PMPM que está acima do LA. Essa divisão do sinal é muito importante, uma vez que, geralmente, um valor máximo aparente é composto de mais do que um pico, como pode ser visto em uma ampliação em um pico na figura 2. Se a divisão do sinal não fosse feita, o algoritmo encontraria vários picos que estão próximos entre si. Porém, atenção deve ser tomada: se o tamanho da janela for muito grande, o algoritmo pode identificar um pico apenas, quando na verdade pode haver dois ou mais PMPMs dentro dos limites impostos.

O uso dessas janelas poderia ter um inconveniente: se uma região de pico fosse capturada por duas janelas (o final de uma e o início da próxima), o algoritmo determinaria dois picos (como se fosse dois passos do indivíduo), quase no mesmo instante de tempo. Para evitar isso, uma margem de erro (ME) foi utilizada. Sendo assim, se o final de uma janela encontrar um pico em t_1 s, e o início da próxima janela encontrar outro pico em t_2 s, onde $t_2 \leq t_1 + ME$, o último pico será descartado.

Fig. 2 – Uma ampliação no sexto pico do gráfico da figura 1. Note a presença de vários picos de amplitude positiva, muito próximos uns dos outros, dentro da região entre 3,68 e 3,69 s. Sem a divisão do sinal em segmentos, o algoritmo encontraria vários picos, quase no mesmo instante de tempo.



Indivíduos

Para a obtenção de resultados preliminares com o método em questão, foram recrutados 5 indivíduos do sexo feminino (idade média = 21,4 anos, desvio-padrão (DP) = 0,54, amplitude = 21 – 22). A escolha do sexo feminino não teve uma finalidade específica; apenas para obter uma amostra homogênea quanto ao sexo. Todos eles eram estagiários da clínica de fisioterapia onde foi realizado o estudo, e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido. Os voluntários deveriam apresentar uma condição aparentemente saudável, sem nenhum distúrbio visível da marcha.

Protocolo experimental

Para gravar o som provindo do contato do calcanhar no solo durante a marcha, foram usados dois microfones padrões para microcomputadores (Leadership, frequência de resposta: 50 Hz~16 kHz, sensibilidade: -58 ± 3 dB, razão sinal-ruído: 40dB), cada um conectado a uma extensão de fio estéreo de 15 metros de comprimento. O volume do microfone usado foi de 1/6 do máximo, para capturar apenas o barulho produzido pelo contato do calcanhar. O Gravador de Som do Microsoft Windows XP foi usado para gravar e salvar o arquivo (extensão .wav, formato de áudio PCM 22,050 kHz; 8 Bit; Mono). A figura 3 ilustra como os microfones foram colocados, um em cada pé, posteriormente ao maléolo lateral, com a extremidade distal a aproximadamente 5 mm do chão. A extremidade proximal e 1/3 distal do dispositivo foram fixadas com elásticos. Além disso, um esparadrapo foi

colocado próximo à extremidade distal, e a conexão entre o microfone e a extensão foi fixada na cintura do indivíduo, evitando assim barulho indesejável proveniente dos conectores se arrastando no chão.

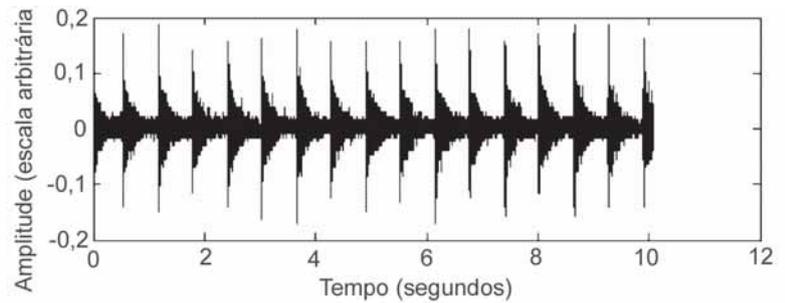
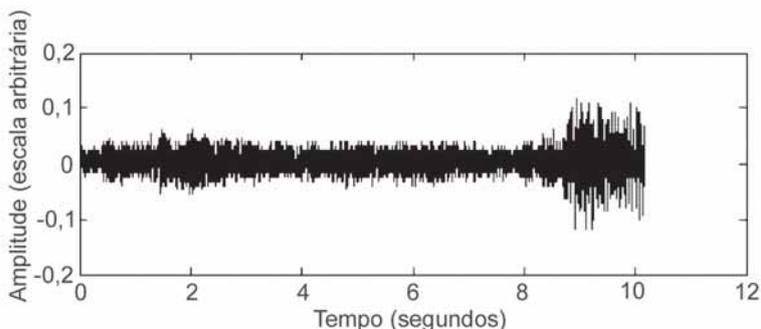
Fig. 3 – Posição dos microfones, colocados um em cada pé (exemplo no pé direito), posterior ao maléolo lateral. Note a presença de elásticos e esparadrapo, para evitar movimento excessivo do microfone. Os conectores do microfone e da extensão foram fixados na cintura do voluntário.

Primeiramente, cada indivíduo permaneceu em pé com



os dispositivos acoplados nos membros inferiores. Uma gravação de som foi realizada e mostrada graficamente para análise, para garantir a ausência de barulho considerável dentro da sala de experimento (figura 4a). Um metrônomo (Wittner® Taktell Junior, series 820) foi então disparado dentro da sala a um ritmo predeterminado, e uma nova gravação de som foi realizada (figura 4b).

Fig. 4 – Som provindo: (a) da sala experimental, sem nenhum tipo de isolamento acústico. A amplitude máxima foi 0,12.; (b) do metrônomo funcionando dentro da sala experimental. A amplitude máxima foi 0,19.



Foram utilizados 3 ritmos R (R1 = 96 bpm, ou 1,6 passos/s; R2 = 108 bpm, ou 1,8 passos/s; e R3 = 120 bpm, ou 2,0 passos/s). De acordo com Shumway-Cook & Woollacott [10], a cadência média de um indivíduo adulto é de aproximadamente 1,9 passos/s. Para cada ritmo do metrônomo, o indivíduo:

- Permanecia em pé por 1 minuto, sem qualquer calçado, somente ouvindo as batidas do metrônomo;
- Percorria por três vezes uma distância predeterminada de 8 m, marcada no chão com duas linhas brancas, seguindo a cadência fornecida pelo metrônomo (um passo por batida), sempre começando pelo pé esquerdo. O primeiro passo devia ser dado em cima da linha de início do percurso; esse procedimento garante que o algoritmo exclua o primeiro passo (esquerdo), e compute o segundo passo como sendo o primeiro do percurso, com o pé direito. Isso retira o erro devido ao início manual da gravação, feita pelo usuário;
- Percorria mais duas vezes (teste-reteste), porém agora com gravação do som. O usuário dava o comando verbal, e o indivíduo começava a andar;
- A cada percurso, uma pessoa ficava encarregada de contar e anotar quantos passos foram dados pelo indivíduo, para verificar se o algoritmo falhava;
- Cada gravação era salva para posterior análise.

O LA é escolhido de acordo com cada gráfico de som. Por exemplo, considere a figura 5 como sendo uma gravação da marcha. Nesse caso, um bom LA seria 0,6, uma vez que é possível eliminar picos que não estão relacionados com o contato do calcanhar no solo. O algoritmo calcula corretamente 12 passos (o primeiro é excluído, conforme discutido antes). O tamanho da janela temporal de busca usado foi de 0,2 s para todos os sinais (uma vez que, no caso de indivíduos normais, não haveria a possibilidade de haver mais do que um passo em um intervalo de tempo de 0,2 s). A ME implementada foi de 0,2 s. Toda a coleta de dados foi realizada por um usuário.

Para verificar se o algoritmo calculava corretamente a cadência, os sons das batidas do metrônomo em diferentes ritmos (96, 108, 120, 138 e 160 bpm) foram gravados (ver figura 1 como exemplo), e a seguir processadas pelo programa. O algoritmo estimou com precisão todos os ritmos.

Fig. 5 – Gravação do som da marcha usando microfones. Note a presença de 13 picos de amplitude, que correspondem a 12 passos dados (o primeiro é excluído para evitar viés de procedimento). Um LA adequado seria 0,6 (linha tracejada), eliminando outros picos menores (ruído).

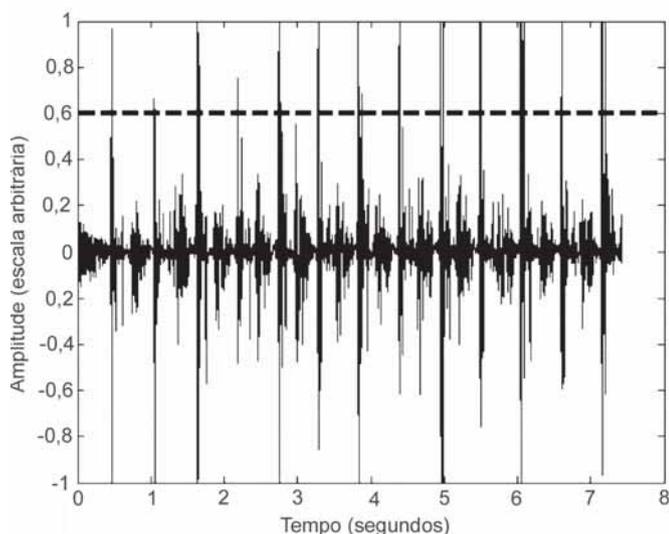


Tabela I – Estimativas de cadência, feitas pelo algoritmo, da gravação do som da marcha usando diferentes ritmos.

| Cadência (passos/s) Indivíduo | | | | | | | | |
|-------------------------------|------|------|------|------|------|-------|------|--|
| Ritmo | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | Média | DP | |
| R1 (teste) | 1,58 | 1,62 | 1,70 | 1,60 | 1,64 | 1,63 | 0,04 | |
| R1 (reteste) | 1,61 | 1,67 | 1,69 | 1,60 | 1,60 | 1,63 | 0,04 | |
| R2 (teste) | 1,81 | 1,85 | 1,77 | 1,82 | 1,84 | 1,82 | 0,03 | |
| R2 (reteste) | 1,80 | 1,87 | 1,78 | 1,81 | 1,82 | 1,82 | 0,03 | |
| R3 (teste) | 1,98 | 2,03 | 2,01 | 2,00 | 1,97 | 2,00 | 0,02 | |
| R3 (reteste) | 2,00 | 2,02 | 2,00 | 1,99 | 2,00 | 2,00 | 0,01 | |

Na Tabela II, os resultados para velocidade podem ser visualizados, e na tabela III os resultados referentes às médias na duração dos passos.

Tabela II – Estimativas de velocidade, feitas pelo algoritmo, da gravação do som da marcha usando diferentes ritmos.

| Velocidade (m/s) Indivíduo | | | | | | | | |
|----------------------------|------|------|------|------|------|-------|------|--|
| Ritmo | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | Média | DP | |
| R1 (teste) | 0,99 | 0,87 | 1,15 | 0,99 | 1,01 | 1,00 | 0,10 | |
| R1 (reteste) | 0,99 | 1,04 | 1,16 | 0,99 | 0,99 | 1,03 | 0,07 | |
| R2 (teste) | 1,12 | 1,24 | 1,20 | 1,12 | 1,04 | 1,14 | 0,07 | |
| R2 (reteste) | 1,12 | 1,24 | 1,21 | 1,12 | 1,12 | 1,16 | 0,06 | |
| R3 (teste) | 1,24 | 1,38 | 1,38 | 1,23 | 2,02 | 1,45 | 0,32 | |
| R3 (reteste) | 1,34 | 1,52 | 1,34 | 1,25 | 2,04 | 1,50 | 0,31 | |

Tabela III – Estimativas de média da duração dos passos, feitas pelo algoritmo, da gravação do som da marcha usando diferentes ritmos.

| Média da duração dos passos (s) Indivíduo | | | | | | | | |
|---|------|------|------|------|------|-------|------|--|
| Ritmo | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | Média | DP | |
| R1 (teste) | 0,62 | 0,60 | 0,57 | 0,62 | 0,60 | 0,60 | 0,02 | |
| R1 (reteste) | 0,62 | 0,60 | 0,57 | 0,62 | 0,61 | 0,60 | 0,02 | |
| R2 (teste) | 0,55 | 0,53 | 0,55 | 0,55 | 0,55 | 0,54 | 0,01 | |
| R2 (reteste) | 0,55 | 0,53 | 0,55 | 0,54 | 0,54 | 0,54 | 0,01 | |
| R3 (teste) | 0,50 | 0,48 | 0,48 | 0,50 | 0,49 | 0,49 | 0,01 | |
| R3 (reteste) | 0,50 | 0,47 | 0,50 | 0,49 | 0,49 | 0,49 | 0,01 | |

Resultados

A Tabela I mostra as estimativas de cadência para cada indivíduo durante teste-reteste, em diferentes ritmos. Apesar do interesse do estudo não ser medir a habilidade do indivíduo em seguir um ritmo de marcha predeterminado, a consistência nos dados pode ser observada, com poucas exceções (discutidas mais adiante).

Discussão

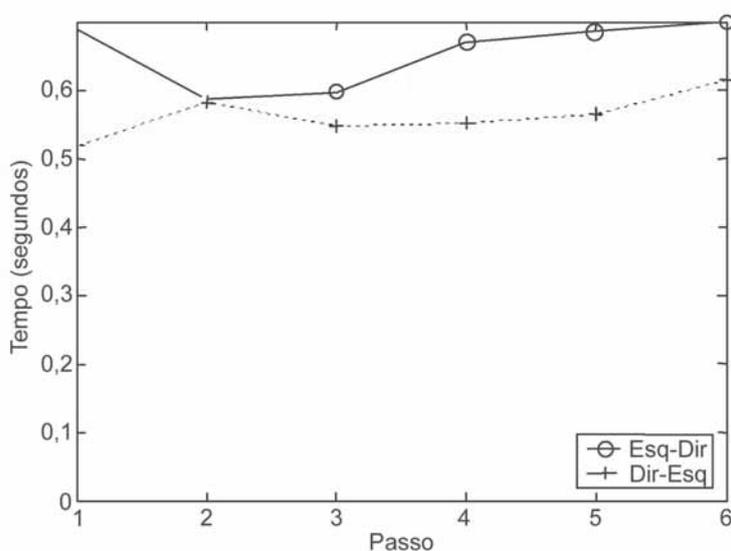
A análise dos dados, apesar de não haver nenhum tratamento estatístico, mostra que o método é promissor e consegue estimar as variáveis temporais da marcha. Não há dúvidas quanto à precisão do algoritmo em estimar a cadência e, conseqüentemente, outras variáveis, como foi testado antes com o metrônomo. Sendo assim, se o microfone é capaz de marcar o toque do calcanhar no chão, a avaliação pode ser realizada.

Como um exemplo de utilidade do método, a tabela IV mostra o cálculo de todas as variáveis temporais do indivíduo 5, caminhando de acordo com o ritmo de 96 bpm, equivalente a 1,6 passos/s. Note o alto coeficiente de variação nos passos, indicando uma possível diferença entre os passos esquerdos e direitos. A figura 6 comprova tal fato, onde ilustra os passos esquerdo-direito e direito-esquerdo nesse caso específico, mostrando que a partir de certo ponto há uma diferença entre eles.

Tabela IV – Resultado da análise da marcha do indivíduo 5, caminhando com R1 (teste).

| | | |
|-----------------------------|-----------------------------|-------|
| Número total de passos | | 12 |
| Tempo total do percurso (s) | | 7,92 |
| Velocidade (m/s) | | 1,01 |
| Cadência (passos/s) | | 1,64 |
| Passos: | | |
| | Média (s) | 0,60 |
| | DP | 0,06 |
| | Coeficiente de variação (%) | 10,19 |
| | Passo máximo (s) | 0,70 |
| | Passo mínimo (s) | 0,51 |
| Passadas direitas: | | |
| | Média (s) | 1,20 |
| | DP | 0,06 |
| | Coeficiente de variação (%) | 5,11 |
| | Passo máximo (s) | 1,26 |
| | Passo mínimo (s) | 1,10 |
| Passadas esquerdas: | | |
| | Média (s) | 1,12 |
| | DP | 0,06 |
| | Coeficiente de variação (%) | 4,90 |
| | Passo máximo (s) | 1,31 |
| | Passo mínimo (s) | 1,14 |

Fig. 6 – Tempos entre os passos direito e esquerdo.



Com exceção do indivíduo 3, caminhando com R1 (1,6 passos/s), o qual obteve cadências de 1,70 e 1,69 (teste e reteste, respectivamente), todos os outros resultados para cadência (tabela I) mostram uma consistência nas estimativas, se comparado com as batidas do metrônomo. O estudo em questão não visa avaliar a capacidade de um indivíduo em seguir determinada cadência, mas sim verificar se o método estima os valores de forma satisfatória.

Na Tabela II, verifica-se um maior desvio padrão, o que já é esperado, uma vez que, no caso da cadência, o voluntário tenta seguir ao máximo o ritmo dado pelo metrônomo, o que não acontece com a velocidade. Ao aumentar o ritmo (R3), a diferença de velocidade entre os indivíduos aumenta, já que há o comprimento de passo varia.

Com a exclusão do primeiro pico (primeiro passo após o início da gravação) foi possível evitar erros de medida no começo do teste, no que concerne às estimativas de cadência. Contudo, as medidas de velocidade da marcha podem ser afetadas no final da gravação, uma vez que os indivíduos nunca chegam na linha final do percurso com um passo justamente em cima da demarcação, e a distância percorrida é geralmente distorcida. Acreditamos que, na nossa prática diária, não seria um grande problema, pois o interesse aqui seria obter dados quantitativos razoáveis para possibilitar ao fisioterapeuta uma avaliação do estado do paciente no momento de entrada no serviço fisioterapêutico, e a partir daí seguir seu progresso após intervenção. Apesar disso, não excluímos a necessidade de corrigir esse viés.

Os microfones não foram colocados ao lado do maléolo medial, pois poderia causar barulho indesejável, especialmente durante a fase de balanço, devido aos possíveis contatos entre as hastes do microfone. A posição lateral evita esse problema. Quanto a forma de acoplamento dos microfones (elásticos e esparadrapo), não verificamos nenhum inconveniente. Os voluntários relataram não sentir incômodo algum, e a qualidade do sinal provindo da gravação foi satisfatória. Porém, no futuro, o desenvolvimento de um objeto para fixar os microfones na perna se mostra importante.

Como uma sugestão, é possível implementar um teste de hipótese para verificar se há diferença significativa entre os passos. Isso pode ter um valioso poder diagnóstico e prognóstico em diversas patologias, como escoliose, diferenças nos comprimentos dos membros inferiores, distúrbios locomotores em geral, etc.

Esse método tem muitas vantagens para a prática do fisioterapeuta (claro, uma vez que ele possui um computador a disposição em sua clínica): (1) os microfones usados são muito baratos; (2) o método não é invasivo; (3) o método é muito simples, não trazendo nenhum tipo de inconveniente para o paciente; e (4) não é necessária uma isolamento acústico no recinto, bastando apenas garantir o mínimo de ruído possível, o suficiente

para capturar o som do toque do calcanhar no chão.

No entanto, é importante frisar que o objetivo do trabalho foi apresentar uma idéia nova, e obter resultados preliminares com o novo método. Para tal, apenas indivíduos saudáveis, com um padrão normal de marcha (retirando o pé do chão e colocando novamente o calcanhar no próximo passo) foram recrutados. Para o futuro, é indispensável o uso do método em grupos de pacientes, como pacientes pós-AVE, com distúrbios traumato-ortopédicos, etc. Não se sabe qual será o padrão do gráfico de som provindo da marcha nesses casos, sendo necessária uma análise detalhada e uso de estratégias adequadas de programação.

Uma outra desvantagem do método é que, às vezes, o gráfico de som não se mostra com um padrão adequado, ou seja, não é possível definir os PMPMs relativos aos passos do indivíduo. Nesses casos, uma nova gravação deve ser feita, e o terapeuta deve ser capaz de discernir se o LA é capaz de selecionar os picos corretos.

Conclusão

O presente método para avaliação de variáveis temporais da marcha usando microfones se mostra promissor. Se o fisioterapeuta possui um computador em sua clínica, basta adquirir os microfones, de muito baixo custo. A princípio, apesar dos resultados preliminares apresentados serem relativos a indivíduos saudáveis, pacientes com um padrão de marcha que retire o pé do chão, recolocando-o no próximo passo, poderiam ser beneficiados com o uso dessa ferramenta. O fisioterapeuta teria dados quantitativos essenciais para o diagnóstico cinésio-funcional, assim como para o acompanhamento desse paciente.

Para o futuro, estão previstos mais estudos, principalmente em pacientes com patologias diversas, assim como avaliar a validade e confiabilidade do método em questão.

Agradecimentos

O primeiro autor agradece a FAPERJ pelo suporte financeiro. Todos os autores agradecem Fabrício Machado e Dr. Ulysses Serra, pelo suporte técnico e cooperação durante a realização do trabalho.

Referências

1. Umphred DA. *Neurological Rehabilitation*. 4th ed. St. Louis, Missouri: Mosby; 2001.
2. Miller EW, Quinn ME, Seddon PG. Body weight support treadmill and overground ambulation training for two patients with chronic disability secondary to stroke. *Phys Ther* 2002;82:53-61.
3. Laufer Y, Dickstein R, Chefez Y, Marcovitz E. The effect of treadmill training on the ambulatory of stroke survivors in the early stages of rehabilitation. *J Rehab Res Dev* 2001;38:69-78.
4. Cunha Filho IT, Lim PAC, Qureshy H et al. A comparison of regular rehabilitation and regular rehabilitation with supported treadmill ambulation training for acute stroke patients. *J Rehab Res Dev* 2001;38:245-55.
5. Field-Fote EC, Tepavac D. Improved intralimb coordination in people with incomplete spinal cord injury following training with body weight support and electrical stimulation. *Phys Ther* 2002;82:707-715.
6. Behrman AL, Harkema SJ. Locomotor training after human spinal cord injury: a series of case studies. *Phys Ther* 2000;80:688-700.
7. O'Sullivan SB, Schmitz TJ. *Physical rehabilitation: assessment and treatment*. 4th edition. USA: FA Davis; 2001.
8. Rose J, Gamble JG. *Human walking*. 2nd ed. USA: Lippincott Williams & Wilkins; 2000.
9. Péliissier J, Laasel EM, Guibal C. Analyse métrologique de la marche et pratique de rééducation. *Cah Kinésithér* 2001;208:7-10.
10. Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Motor control: Theory and practical applications*. 2nd edition. USA: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
11. Norkin C, Levangie P. *Joint structure and function. A comprehensive analysis*. 2nd ed. USA: FA Davis; 1992.
12. Philip J. Marche et participation des mécanismes cognitifs. *Ann Kinésithér* 2001;28:277-84.
13. Hamill J, Knutzen KM. *Biomechanical basis of human movement*. 2nd ed. USA: Lippincott Williams & Wilkins; 1995. ■