

ARTIGO ORIGINAL

A quantificação do trabalho mecânico como recurso de avaliação do controle postural

The quantification of mechanical work as a resource for analysis of postural control

Pedro Cláudio Gonsales de Castro¹, Daniel Gustavo Goroso², Daniel Boari Coelho³, José Augusto Fernandes Lopes⁴, Maria Cecília dos Santos Moreira⁵

RESUMO

O estudo tem por objetivo propor dois métodos de cálculo para a quantificação do trabalho mecânico (W) como recurso para análise do controle postural em indivíduos submetidos a perturbações motoras, visuais e/ou que estão em processo de reabilitação física. Neste estudo se aborda a quantificação do W realizado pelo sistema muscular após a extensão do tronco para postura ereta (auto-perturbação) em indivíduos com visão preservada (VP) e privação momentânea da visão (PMV) por meio de dois métodos denominados: i) Trabalho mecânico total (W_{tot}) e ii) Trabalho mecânico do centro de massa (W_{CM}). A amostra constituiu-se de 10 voluntários saudáveis, do sexo masculino com idades de 25,6 ($\pm 2,2$) anos. Foram realizadas cinco tentativas para cada voluntário em ambas as condições. Para coleta dos dados foi utilizado um sistema de imagem para rastreamento optoeletrônico tridimensional,

composto de 8 câmeras de vídeo, com frequência de captação de 200 Hz. Observou-se pela análise de regressão linear que o W_{tot} e W_{CM} apresentam forte correlação entre as duas condições ($r^2 = 0,77$ para a condição VP e $r^2 = 0,84$ para a condição PMV) e pelo teste t de Student observou-se diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,10$) na primeira tentativa entre os voluntários com VP e PMV para o W_{tot} durante o intervalo pós-perturbação, bem como diferenças no W_{CM} nos intervalos [0,80]ms e [0,100]ms. Concluiu-se que os métodos que calculam o W_{tot} e o W_{CM} possibilita investigar o controle postural após perturbações motoras e visuais podendo ser utilizado como recurso na reabilitação física.

PALAVRAS-CHAVE

Equilíbrio Postural, Biomecânica, Reabilitação

ABSTRACT

The study aims to propose two methods for calculating the amount of mechanical work (W) as a resource for analysis of postural control in individuals subject to motor disturbances, visual and / or are in the process of physical rehabilitation. This study addresses the W quantification performed by the muscle after the extension of the trunk to the upright position (self-disturbance) in subjects with preserved vision (VP) and temporary deprivation of vision (PMV) by two methods known as: i) Mechanical Work Total (W_{tot}) and ii) Mechanical Work of the Center of Mass (W_{CM}). The sample consisted of 10 healthy volunteers, males aged 25,6 ($\pm 2,2$) years. Five trials were performed for each volunteer in both conditions. An imaging system for tracking optoelectronic three-dimensional is used to collect data, consisting of 8 video cameras, with a frequency

of capture of 200 Hz. The linear regression analysis W_{tot} and W_{CM} show strong correlation between the two conditions ($r^2 = 0,77$ for the VP condition and $r^2 = 0,84$ for condition PMV) and the Student t test was observed statistically significant differences ($p < 0,10$) in the first attempt among the volunteers with VP and PMV for W_{tot} during the post-interval disturbance, and differences in W_{CM} the intervals [0,80]ms and [0,100]ms. It was concluded that the methods to calculate W_{tot} and W_{CM} investigate possible postural control after motor and visual disturbances may be used as a resource in physical rehabilitation.

KEYWORDS

Postural Balance, Biomechanics, Rehabilitation

1 Fisioterapeuta do Instituto de Medicina Física e Reabilitação do Hospital das Clínicas da FMUSP.

2 Doutor em Engenharia Biomédica, Pesquisador do Laboratório de Controle Motor do Núcleo de Pesquisa e Tecnologia da Universidade de Mogi das Cruzes.

3 Engenheiro do Instituto de Medicina Física e Reabilitação do Hospital das Clínicas da FMUSP.

4 Engenheiro do Instituto de Medicina Física e Reabilitação do Hospital das Clínicas da FMUSP.

5 Fisioterapeuta, Diretora Técnica do Serviço de Fisioterapia do Instituto de Medicina Física e Reabilitação do Hospital das Clínicas da FMUSP.

ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA

Pedro Cláudio Gonsales de Castro

Rua Diderot, 43 – São Paulo – SP

Cep 04116-030

E-mail: pedrocastrofisio@hotmail.com

Recebido em 17 de Abril de 2009, aceito em 15 de Setembro de 2009.

INTRODUÇÃO

O controle postural é bastante complexo, havendo muitos questionamentos e, por conseguinte, muitas tarefas motoras que podem ser investigadas.¹

A compreensão do controle postural e especificamente da natureza do movimento é de grande importância. Por meio dele, é possível entender como o sistema nervoso central organiza os numerosos músculos e articulações em movimentos funcionais e coordenados e responder como as informações sensoriais, entre elas a visual, são usadas para selecionar e controlar o movimento e a postura.

A pesquisa de base direcionada na investigação do trabalho mecânico (W) para manutenção do controle postural pode trazer benefícios quando associada, por exemplo, às patologias relacionadas ao sistema nervoso central e do tipo ortopédicas, contribuindo para desvendar e quantificar problemas inerentes ao movimento, buscando melhorias e soluções para estas populações. Tais populações possuem retardos significativos nas respostas posturais ocasionando instabilidades frequentes, principalmente em pacientes com comprometimentos neurológicos, como por exemplo, os hemiplégicos, que limitam ou atrasam a recuperação da marcha e da independência funcional. Isto torna a análise do controle postural uma prioridade na reabilitação.² Na área da reabilitação é comum o profissional se deparar com dificuldades para quantificar o resultado de suas terapias, como a melhora do equilíbrio de um paciente hemiplégico submetido ao tratamento de reeducação postural global, fazendo por muitas vezes que este profissional tome por base avaliações subjetivas, como o relato obtido pelos pacientes,³ ou até mesmo por testes já validados como o de Romberg que avaliam qualitativamente o equilíbrio.¹

A biomecânica, em particular a cinemática, é comumente empregada para a investigação do controle postural. Nela, o movimento corporal pode ser descrito por variáveis cinemáticas permitindo a quantificação do W . Em física o W é obtido quando um corpo é deslocado de um ponto a outro sobre a ação de uma força.⁴ O W está associado à variação de energia mecânica (E_m) segundo o teorema da mecânica clássica.^{4,5,6} Segundo Arampatzis et al⁷ existem quatro modelos matemáticos comumente usados para a quantificação do W , entre eles, dois apresentam uma forte correlação linear em baixas velocidades (abaixo de 2,5 m/s), sendo portanto indicados para quantificar pequenos deslocamentos do centro de massa (CM), como os ocasionados pelas oscilações corporais durante a manutenção do controle postural. Estes modelos empregados para calcular o W podem ser obtidos pela somatória do CM de cada segmento (W_{tot}), ou obtido por um único ponto corporal, denominado de trabalho mecânico do CM (W_{CM}).^{4,7} Segundo Freitas & Duarte¹ nosso corpo está frequentemente oscilando para a manutenção do controle postural, sendo possível portanto, por meio do deslocamento do CM a quantificação do W . Esta oscilação para a manutenção postural é controlada pelos sistemas sensoriais, entre eles, o sistema visual, que se comprometido, como por exemplo, após uma lesão unilateral do córtex pode ocasionar diversos comprometimentos nos componentes motores do controle postural que incluem os sistemas musculoesquelético e neuromuscular.⁸

Tendo em vista a dificuldade encontrada pelos profissionais da reabilitação física em quantificar o trabalho muscular de seus pacientes durante a manutenção do controle postural durante as

terapias propostas e atividades cotidianas (como o controle postural após abaixar-se para apanhar um objeto) e a ausência de estudos associando a comparação do W_{tot} e W_{CM} ao controle postural, quando desprovido momentaneamente da informação visual surge a proposta da realização deste estudo.

Pelas variáveis obtidas por este estudo, será possível responder qual o melhor método para a quantificação do W em análises posturais, bem como a compreensão do controle postural quando a visão não está presente fornecendo informações relevantes para a área da reabilitação física.

OBJETIVO

O objetivo deste estudo consiste em comparar dois modelos matemáticos para a quantificação do trabalho mecânico (W_{tot} e W_{CM}) realizado pelo sistema muscular após a extensão do tronco para postura ereta em indivíduos com visão preservada (VP) e privação momentânea da visão (PMV); a fim de propor um recurso quantitativo para análise do controle postural em indivíduos que podem ser submetidos a um processo de reabilitação física.

MÉTODO

Amostra

Foi constituída por 10 voluntários, adultos saudáveis do sexo masculino com idades de 25,6 anos ($\pm 2,26$), estatura de 1,69 m ($\pm 0,25$) e peso 68,22 kg ($\pm 0,25$). Os voluntários formalizaram sua participação por escrito mediante assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido, onde foi explicitada a realização do experimento. A participação dos voluntários foi tramitada perante o comitê de ética da Universidade de Mogi das Cruzes (Processo CEP n° 110/06 e CAAE: 0111.0.237.000-06) e DMR-HC/FMUSP (Protocolo de pesquisa n° 0069/08 de 17/03/2008).

Tarefa

A posição inicial é a flexão do tronco em aproximadamente 90°, onde após um comando sonoro inicial os voluntários realizavam a extensão de tronco na maior velocidade possível até a posição ereta com o objetivo de causar uma auto-perturbação motora (figura 1). Os mesmos permaneciam na posição ereta até completar o tempo de 8s que era anunciado por outro sinal sonoro, sendo este tempo adequado para análise postural de perturbações motoras.¹



Figura 1 - Representação da tarefa. Posição inicial do voluntário: partindo da flexão de tronco em aproximadamente 90° (I) para a postura ereta (II).

Cada voluntário realizava a tarefa em duas condições: (1) inicialmente com PMV, isto é, com os olhos vendados (óculos de mergulho preenchido com algodão e vedado com fita preta) e (2) VP, realizada com os olhos abertos. Foram executadas 5 repetições para cada condição com o intuito de investigar possíveis ajustes do sistema motor quando os voluntários estavam desprovidos da informação visual após sofrerem uma perturbação motora; este número de repetições é o recomendado pela literatura para que não haja fadiga e aprendizado motor.¹

Procedimento da coleta

Para a análise da tarefa foram fixados com fita dupla face 28 marcadores esféricos refletivos em pontos corporais segundo o modelo antropométrico de Dempster⁹ (figura 2); por meio destes marcadores tornou-se possível definir o início e fim de cada segmento, possibilitando a determinação do CM de cada segmento e corporal.



Figura 2 - Voluntário com marcadores esféricos refletivos.

Materiais

O estudo foi realizado no Laboratório de Controle Motor do Núcleo de Pesquisa e Tecnologia da Universidade de Mogi das Cruzes LACOM-NPT/ UMC em colaboração com o Laboratório do Movimento do Instituto de Medicina Física e Reabilitação do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo IMREA-HC/FMUSP. O laboratório utiliza para a coleta de dados o Sistema Hawk Digital fabricado pela Motion Analysis Corporation (Santa Rosa, Califórnia, USA). O sistema de imagem é composto de 8 câmeras de vídeo, com frequência de captação de 200 Hz interligadas ao sistema de hardware. Este sistema permite, pela captação de marcadores esféricos refletivos, fixados nos voluntários, criar um modelo tridimensional do corpo em movimento (figura 3), fornecendo a posição de cada marcador refletivo, bem como a posição do CM de cada segmento e CM corporal baseado no modelo antropométrico de Dempster.⁹

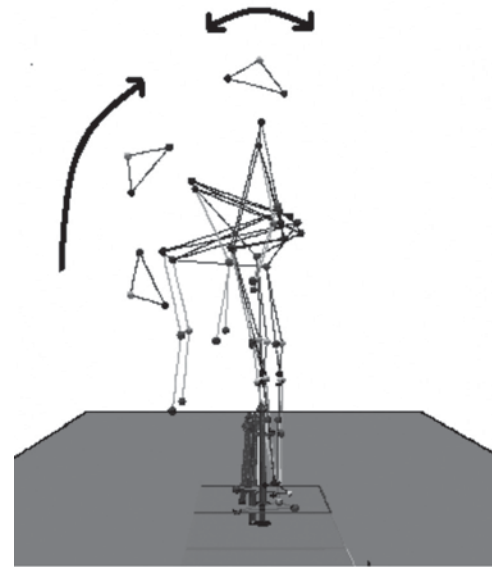


Figura 3 - Modelo tridimensional da tarefa.

Trabalho mecânico

A quantificação do W_{tot} , equações (1a) e (1b), e W_{CM} , equação (2a) e (2b), foi realizado segundo os modelos formulados por Arampatzis et al⁷ que são eficientes para velocidades abaixo de 2,5m/s.

$$W_{tot} = \int_{T_D}^{T_O} \left| \dot{E}_{Tot} \right| \cdot dt \tag{1a}$$

$$E_{tot} = \sum_{i=1}^N \left(\frac{1}{2} m_i v_i^2 + \frac{1}{2} \omega_i I_i \omega_i + m_i g h_i \right) \tag{1b}$$

$$W_{CM} = \int_{T_D}^{T_O} \left| \dot{E}_{CM} \right| \cdot dt \tag{2a}$$

$$E_{CM} = \frac{1}{2} m V_{KCM}^2 + m g H_{CM} \tag{2b}$$

Onde, W_{tot} : trabalho mecânico total; E_{tot} : energia total do modelo de 12 segmentos; N : número de segmentos; i : denota o segmento; m : massa dos segmentos; v : componente vetor de velocidade na direções x, y, z , relacionadas ao centro de massa do segmento; ω : vetor da velocidade angular do segmento; I : tensor de inércia de cada segmento; g : aceleração gravitacional; h : altura do centro de massa do segmento; W_{CM} : Trabalho mecânico do centro de massa; E_{CM} : Energia mecânica específica do CM; V_{KCM} : Velocidade do CM; H_{CM} : Altura do CM dos voluntários; m : Massa dos voluntários; g : Aceleração da gravidade (adotado como 9.8m/s²). Para este estudo o corpo humano foi representado por 12 segmentos. O raio de giro do tensor de inércia do CM de cada segmento foi calculado em torno do raio de giro do CM do eixo do quadril.

Análise dos dados

Inicialmente foi realizada a pré-análise dos dados dos arquivos cinemáticos, com objetivo de determinar o intervalo após a auto-perturbação (extensão de tronco para a postura ereta), denominado de pós-perturbação, que representa o intervalo no quais os voluntários encontram-se na posição ereta permanecendo imóvel e tentando manter o controle postural até completar o tempo de 8 segundos.

Para eleger o instante inicial e final da pós-perturbação descrita acima utilizou-se o método de Costa et al¹⁰ o qual determina os intervalos antes, durante e pós-perturbação. O ponto inicial associa o início do movimento de extensão do tronco com a coordenada *z* (direção vertical) mínima do CM que coincide com o módulo da velocidade do CM igual a zero. Enquanto, o ponto final é associado com o módulo da velocidade do CM igual a zero quando o modulo desta grandeza passa de um valor negativo para outro positivo após a ocorrência do primeiro. Este critério foi utilizado recentemente por outros autores para a análise da mesma tarefa^{11,12} e mostrou-se eficiente na separação do respectivo intervalo.

Aplicando as equações (1a e 1b) (2a e 2b) acima descritas tornou-se possível quantificar e calcular as variáveis utilizadas no presente estudo. Os dados foram filtrados por um filtro Butterworth Passa-Baixa de 6ª ordem com frequência de corte de 10 HZ.

Pela análise de regressão linear foi possível comparar *W_{tot}* e *W_{CM}* para ambas as condições visuais.¹³

A análise estatística foi conduzida a fim de comparar o *W_{tot}* e *W_{CM}* dos 10 voluntários obtido nas 5 tentativas para as condições com VP e PMV intergrupos. As variáveis obtidas neste estudo foram submetidas ao teste de normalidade Kolmogorov-Smirnov com nível de significância *p*<0,05; atendendo a uma distribuição normal aplicou-se a análise de variância unidirecional (ANOVA) e o teste *t* de Student para dados pareados,¹³ para ambos os testes adotou-se o nível de significância de *p*<0,10. Os resultados obtidos pela ANOVA não serão descritos nos parágrafos seguintes por não apresentarem diferenças estatísticas significativas. O teste *t* de Student para dados pareados permite apontar possíveis diferenças significativas entre os grupos para cada uma das 5 tentativas com VP e PMV no intervalo da pós-perturbação.¹³

Todos os cálculos foram realizados em ambiente de programação do MatLab 2008 (versão 7.6) com rotinas próprias.

RESULTADOS

Energia mecânica

Pela equação (1b) foi obtida a energia mecânica total (*E_{tot}*) e pela equação (2b) a energia mecânica do CM (*E_{CM}*). A figura 4 apresenta a média e o desvio padrão dos valores obtidos para as 5 tentativas dos 10 voluntários para as condições com VP e PMV no intervalo da pós-perturbação.

Na figura 4 é possível observar que os dois métodos apresentam valores de energia muito semelhantes, sendo que o método que calcula a *E_{tot}* (figura 4, A) apresentou maior variabilidade e maior valor de energia quando comparada com o método que calcula a *E_{CM}* (figura 4, B).

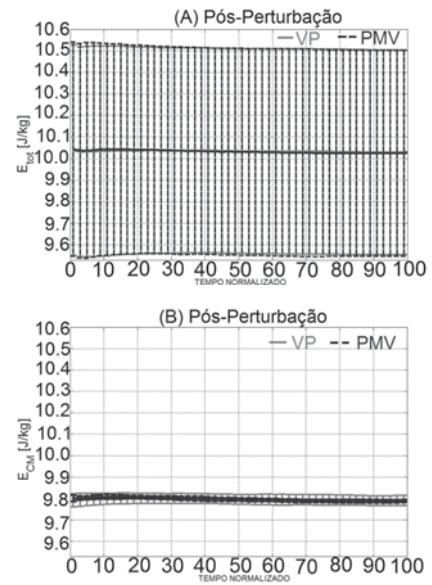


Figura 4 - Média e desvio padrão da *E_{tot}* (A) e *E_{CM}* (B) no intervalo da pós-perturbação em tempo normalizado.

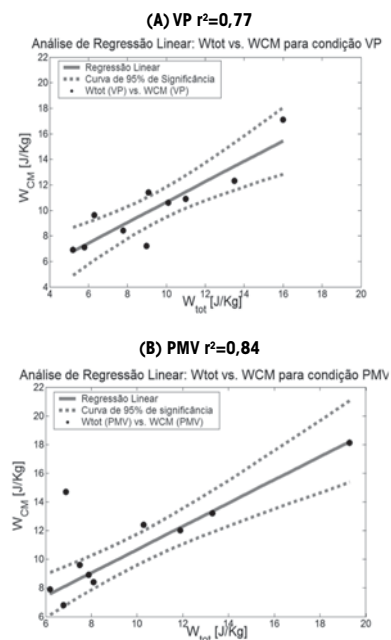


Figura 5 - Comparação das médias do *W_{CM}* e *W_{tot}* (J/kg) para os 10 voluntários obtidos nas 5 tentativas com VP (A) e PMV(B) durante a pós-perturbação pela análise de regressão linear.

Quantificação do Trabalho Mecânico

De posse dos dados da *E_{tot}* e *E_{CM}* foram calculados o *W_{tot}* e o *W_{CM}*. Logo, foram comparados pelo método de regressão linear para cada um dos voluntários (figura 5).

Na figura 5 é possível observar pela análise de regressão linear que houve forte correlação para os dois métodos de cálculo do *W*, principalmente para a condição com PMV (*r*²=0,84) (figura 5, B), quando comparada com a condição com VP (*r*²=0,77) (figura 5, A); por esta análise é possível constatar que ambos os métodos fornecem valores de trabalho mecânico muito semelhantes.

Análise Estatística

Pela aplicação do teste t de Student para dados pareados foram comparadas as médias e desvio padrão do W_{CM} e W_{tot} dos voluntários no intervalo da pós-perturbação (figura 6).

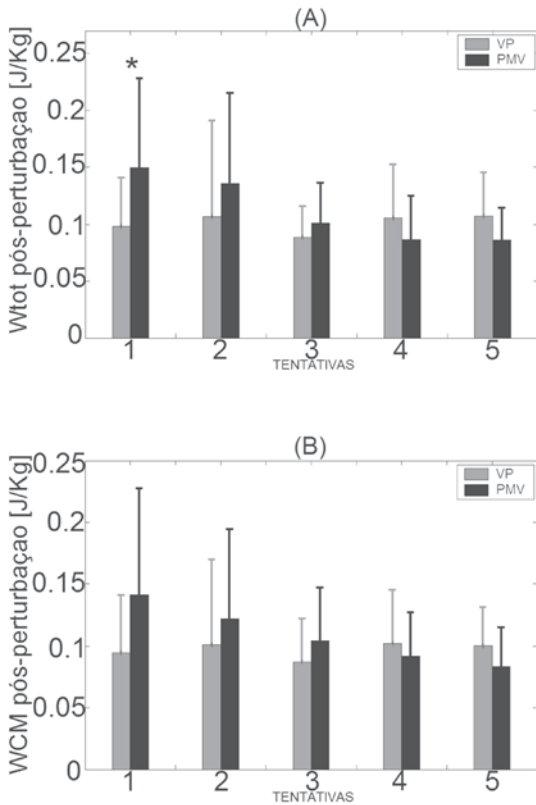


Figura 6 - Média e desvio padrão do W_{tot} (A) e W_{CM} (B) (J/kg) para os 10 voluntários obtidos nas 5 tentativas com VP e PMV durante pós-perturbação pelo teste t de Student. (*) significância estatística $p < 0,10$.

Observou-se diferença estatística ($p < 0,10$) na primeira tentativa ($p = 0,08$) do intervalo pós-perturbação para o W_{tot} (figura 6, A), sendo de $0,09 \text{ J/Kg} (\pm 0,04)$ para a condição com VP e $0,14 \text{ J/Kg} (\pm 0,08)$ para a condição com PMV.

Considerando que os grupos musculares para a manutenção do controle postural em indivíduos com o sistema neurológico intacto são ativados por ordem de milissegundos (ms), de forma que os músculos são obrigados a agirem em conjunto (sinergismos musculares),¹⁴ e na tentativa de investigar o W obtido pelos dois métodos durante o intervalo da pós-perturbação, nos parágrafos seguintes, as análises do W_{CM} e W_{tot} serão conduzidas nos intervalos de 0 a 60ms, 0 a 80 ms e 0 a 100ms da pós-perturbação. Estes intervalos foram eleitos por representam os diferentes tempo de latência muscular, que é o período de introdução do estímulo e resposta ao músculo.¹⁵ Por estes intervalos, torna-se possível investigar diferenças entre os dois grupos (VP e PMV) nos primeiros milissegundos após a perturbação motora, buscando por esta análise uma correlação de como a ausência da visão contribuiu para a manutenção do controle postural.

W_{tot} e W_{CM} nos intervalos de 0 a 60ms, 0 a 80 ms e 0 a 100ms da pós-perturbação

Observa-se na figura 7 os gráficos das médias e desvio padrão do W_{tot} e W_{CM} para as condições com VP e PMV da pós-perturbação nos intervalos de 0 a 60ms, 0 a 80ms e 0 a 100ms pelo teste t de Student.

t de Student: W_{tot} e W_{CM} da pós-perturbação nos intervalos de 0 a 60ms, 0 a 80ms e 0 a 100ms

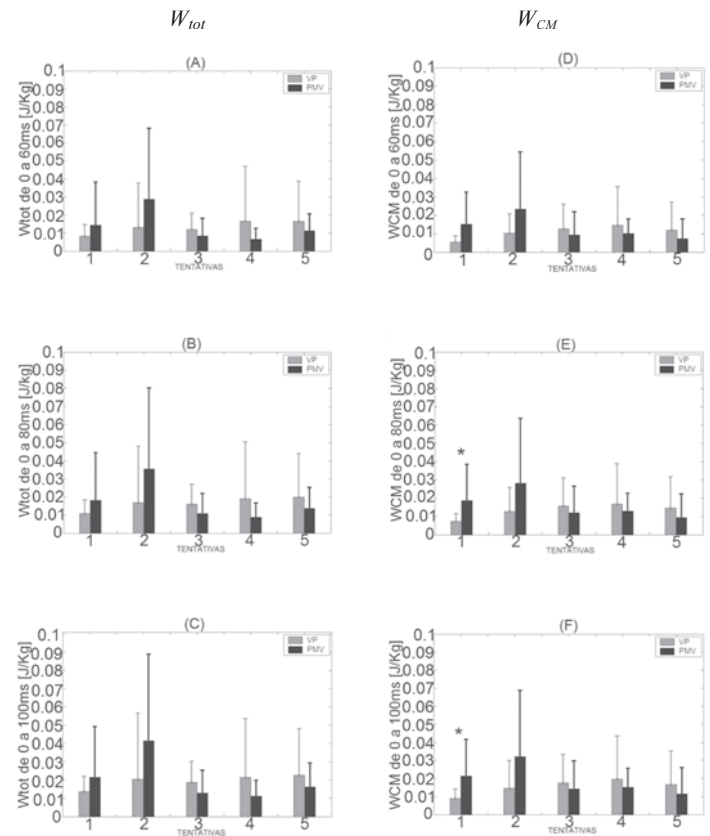


Figura 7 - Média e desvio padrão do W_{tot} e W_{CM} (J/kg) para os 10 voluntários obtidos nas 5 tentativas com VP e PMV durante a pós-perturbação no intervalo de 0 a 60 ms (A e D), 0 e 80 ms (B e E) e 0 e 100 ms (C e F) pelo teste t de Student. (*) significância estatística $p < 0,10$.

Na análise da figura 7, observa-se no W_{CM} pelo teste t de Student diferenças estatísticas ($p < 0,10$) para a primeira tentativa ($p = 0,08$) nos intervalos da pós-perturbação entre 0 e 80ms (figura 7, E) com valores médios de $7 \times 10^{-3} \text{ J/Kg} (\pm 4 \times 10^{-3})$ para a condição com VP e $0,01 \text{ J/Kg} (\pm 0,02)$ para a condição com PMV; e no intervalo da pós-perturbação entre 0 e 100ms ($p < 0,10$) (figura 7, F) para a tentativa 1 ($p = 0,08$) com valores médios de $9 \times 10^{-3} \text{ J/Kg} (\pm 5 \times 10^{-3})$ para a condição com VP e $0,02 \text{ J/Kg} (\pm 0,02)$ para a condição com PMV. Para a análise do W_{tot} nos três intervalos da pós-perturbação pelo teste t de Student (figura 7, A, B e C) não foram encontradas diferenças estatísticas significativas

DISCUSSÃO

Por meio da comparação dos modelos matemáticos empregados para quantificar este estudo, foi possível observar que o método que calcula a E_{CM} (figura 4, B) obteve menor variabilidade e menor valor de energia, quando comparada com o método que calcula a E_{tot} (figura 4, A). Este menor valor da E_{CM} foi obtido, pois a energia deste método foi calculada pelo CM corporal, que é representado por um único ponto; já a E_{tot} foi calculada pela somatória da energia do CM de cada segmento, ocasionando maior variabilidade desta E_{tot} (figura 4, A) quando comparado com o método que calcula E_{CM} (figura 4, B).

Schade et al ¹⁶ em estudo que compara estes dois métodos relatam que os valores da E_{tot} são maiores devido a energia cinética (E_C) calculada para todos os segmentos, principalmente pela energia cinética rotacional (E_{CR}) obtida pelos movimentos rotatórios que ocorrem em torno de cada segmento. Porém, a diferença encontrada pelo método que calculam a E_{tot} e E_{CM} pode ser considerada desprezível, pois fornecem um W com forte correlação linear (figura 5). Em acordo, Schade et al ¹⁶ relata em estudo com atletas em salto com vara que o método que calcula E_{CM} leva a resultados similares e precisos quando comparado com o método da E_{tot} .

Na comparação das médias do W_{tot} dos voluntários para as condições com VP e PMV nos intervalos da pós-perturbação pelo teste t de Student (figura 6, A) observou-se diferenças significativas ($p < 0,10$) para a primeira tentativa, com maior W_{tot} para a condição com PMV, o que sugere que a ausência da visão contribuiu para o aumento do W_{tot} para esta tentativa, estando em acordo com Diener et al ¹⁷ que relata que a ausência das informações visuais em situações de perturbações rápidas e temporárias influencia no controle do equilíbrio (ocasionando um aumento do W devido a oscilação corporal em maior amplitude). Não se encontrou diferenças para as demais tentativas (2 a 5) possivelmente devido a um ajuste motor da tentativa 1 em relação às outras. Para as médias do W_{CM} para as condições com VP e PMV nos intervalos de latência da pós-perturbação pelo teste t de Student observou-se diferenças significativas ($p < 0,10$) para a primeira tentativa de 0 a 80ms (figura 7, B) e 0 a 100ms (figura 7, C), com maior W_{CM} obtido para a condição com PMV, o que sugere que a ausência da visão contribuiu para que houvesse um aumento do W_{CM} para esta tentativa, estando em acordo com Diener et al ¹⁷ não foram encontradas diferenças para as outras tentativa pois ocorreu um ajuste motor da tentativa 1 em relação as outras (tentativas 2 a 5). Esta diferença foi encontrada nos primeiros milissegundos da pós-perturbação, pois os voluntários quando desprovidos da visão tiveram uma resposta rápida ocasionada pelo sistema somatossensitivo que teve predominância na manutenção do controle postural ocasionando o aumento do W_{CM} . Em acordo Dietz et al ¹⁸ descreve que as respostas musculares em indivíduos às informações somatossensitivas após perturbações motoras possuem latência após 80 e 100ms. Em estudo recente realizado por Costa et al ¹¹ utilizando plataforma de força na análise da mesma tarefa, também encontraram respostas rápidas nos mesmos intervalos após a perturbação motora em voluntários com PMV, e estas respostas

foram de grande relevância para a manutenção da postura; estando, portanto em acordo com os resultados obtidos pelo presente estudo. Segundo Diener et al ¹⁷ as informações somatossensitivas parecem dominar o controle postural em resposta às perturbações mesmo quando os outros sistemas sensoriais estão preservados.

Por esta análise foi possível contatar que o W_{tot} mostrou-se eficiente para quantificar as diferenças entre as duas condições durante todo o intervalo da pós-perturbação, não sendo eficiente para investigar o trabalho mecânico nos primeiros milissegundos após a auto-perturbação, havendo, portanto a necessidade da análise de cada segmento, obtendo, portanto resultados mais significativos. Já o W_{CM} mostrou-se eficiente para quantificar diferenças entre as duas condições nos primeiros milissegundos do intervalo da pós-perturbação (intervalos de latência), que trata-se de um intervalo de grande relevância no presente estudo pois representa o intervalo que os voluntários realizavam a projeção do CM para frente na tentativa de manter o controle postural após a perturbação motora. Possivelmente estas diferenças foram encontradas no W_{CM} para os intervalos de latência, pois se trata de um método adequado para investigar a postura, ou pequenos deslocamentos. Em acordo, Freitas & Duarte ¹ descrevem que o movimento corporal pode ser estudado por apenas um ponto no corpo pelo método cinemático (no caso o CM) sendo este método adequado em movimentos antero-posterior para a postura ereta quieta.

CONCLUSÃO

Os resultados deste estudo permitem concluir que os modelos que calculam o W_{tot} e o W_{CM} apresentam valores semelhantes, sendo ferramentas de grande precisão, permitindo quantificar alterações no controle postural quando os voluntários estão desprovidos da informação visual, tornando-se possível investigar por estes modelos patologias de bases sensoriais e motoras que interferem no controle postural em diferentes categorias de lesões neurológicas como a hemiparesia pós acidente vascular cerebral (AVC), lesões cerebrais traumáticas, mal de Parkinson, entre outras. Esta análise possibilita o profissional da área da reabilitação identificar pelo deslocamento do CM se houve um aumento do consumo de energia ocasionado por desvios posturais ou de origem neurológica. Na comparação dos dois modelos matemáticos foi possível observar que o modelo que calcula o W_{CM} mostrou-se mais preciso nos primeiros milissegundos após a auto-perturbação por ser um método indicado para quantificar pequenos deslocamentos, como os ocasionados para a manutenção do controle postural. Embora a pesquisa tenha apresentado resultados relevantes na quantificação do W , seria necessária a continuidade deste estudo de forma que o W_{tot} fosse quantificado para cada segmento (sendo esta análise individual um grande diferencial deste método), possibilitando compreensão dos mecanismos reguladores da postura de forma individualizada.

REFERÊNCIAS

1. Freitas SMSF, Duarte M. Métodos de análise do controle postural. São Paulo: Labor. de Biofísica; 2006.

2. de Sêze M, Wiart L, Bon-Saint-Côme A, Debelleix X, de Sêze M, Joseph PA, et al. Rehabilitation of postural disturbances of hemiplegic patients by using trunk control retraining during exploratory exercises. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82(6):793-800.
3. Gomes BM, Nardoni GCG, Lopes PG, Godoy E. O efeito da técnica de reeducação postural global em um paciente hemiplégico após acidente vascular encefálico. *Acta Fisiatr.* 2006;13(2):103-108.
4. Robertson DGE, Galdwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey SN. Research methods in biomechanics. Champaign: Human Kinetics; 2004.
5. Winter DA. Biomechanics and motor control. 3 ed. Hoboken: Wiley; 2005.
6. Salvini TF. Movimento articular aspectos morfológicos e funcionais: membro superior. Barueri: Manole; 2005.
7. Arampatzis A, Knicker A, Metzler V, Brüggemann GP. Mechanical power in running: a comparison of different approaches. *J Biomech.* 2000;33(4):457-63.
8. Teixeira LA. Controle motor. Barueri: Manole; 2006.
9. Dempster WT. Space requirements of the seated operator: geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs. Wright-Patterson Air Force Base; WADC Technical Report; 1955. p.55-159.
10. Costa RMCL, Castro PCG, Goroso DG, Lopes JAF. Criterion to identify the interval auto-perturbation in quiet position. In: 5ª Conferencia Internacional de la Facultad de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de Oriente; 2008; Santiago, Cuba. Anais. Santiago: Facultad de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de Oriente; 2008. p. 1-5.
11. Costa RMCL, Goroso DG, Lopes JAF. Análise de variáveis estabiligráficas globais na extensão de tronco para a postura ereta. In: 21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica; 2008; Salvador. Anais. Rio de Janeiro: Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica; 2008. p. 1607-10.
12. Bittencourt D, Goroso GG, Fernandes JAL. EMG Amplitude on the trunk extension performed with different visual conditions. In: 5ª Conferencia Internacional de la Facultad de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de Oriente; 2008; Santiago, Cuba. Anais. Santiago: Facultad de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de Oriente; 2008. p. 1-2.
13. Callegari-jacques SM. Bioestatística: princípios e aplicações. Porto Alegre: Artmed; 2003.
14. Shumway-Cook A, Woollacott MH. Controle motor: teoria e aplicações práticas. São Paulo: Manole; 2003.
15. Kandel ER. Princípios da neurociência. 4 ed. Barueri: Manole; 2003.
16. Schade F, Arampatzis A, Brüggemann G. Influence of different approaches for calculating the athlete's mechanical energy on energetic parameters in the pole vault. *J Biomech.* 2000;33(10):1263-8.
17. Diener HC, Dichgans J, Guschlbauer B, Bacher M. Role of visual and static vestibular influences on dynamic posture control. *Hum Neurobiol.* 1986;5(2):105-13.
18. Dietz V, Trippel M, Horstmann GA. Significance of proprioceptive and vestibulo-spinal reflexes in the control of stance and gait. In: Patla AE. Adaptability of human gait. Amstemsam: Elsevier; 1991, p.37-52.