

UNIVERSIDADE DE MOGI DAS CRUZES
PEDRO CLAUDIO GONSALES DE CASTRO

**QUANTIFICAÇÃO DO TRABALHO MECÂNICO
DURANTE SITUAÇÕES DE PERTURBAÇÕES
MOTORA E VISUAL**

Dissertação apresentada à Comissão de Pós Graduação da Universidade de Mogi das Cruzes, como requisito para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica.

Prof. Orientador: Dr. Daniel Gustavo Goroso

Mogi das Cruzes, SP

2008

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

FICHA CATALOGRÁFICA

Universidade de Mogi das Cruzes - Biblioteca Central

Castro, Pedro Cláudio Gonsales de

Quantificação do trabalho mecânico durante situações de perturbações motora e visual / Pedro Cláudio Gonsales de Castro. -- 2008

157 f.

Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade de Mogi das Cruzes, 2008

Área de concentração: Processamento de Sinais e Imagens

Orientador: Prof. Dr. Daniel Gustavo Goroso

1. Trabalho mecânico 2. Postura - Controle 3. Perturbações motora e visual 4. Biomecânica I. Título II. Goroso, Daniel Gustavo

CDD 613.78

**DEFESA DE DISSERTAÇÃO DO MESTRADO
EM ENGENHARIA BIOMÉDICA**

No dia 14/11/08 o candidato *Pedro Claudio Gonsales de Castro*, após realizar os créditos exigidos, ser aprovado no exame de Proficiência em Inglês, e no exame de Qualificação, apresentou o trabalho "*Quantificação do trabalho mecânico durante situações de perturbações motora e visual*" para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Os membros da banca consideram o candidato:

Dr^a Linamara Rizzo Batistella
Dr. Luciano Allegretti Mercadante
Dr. Marco Antonio Fumagalli

Conceito

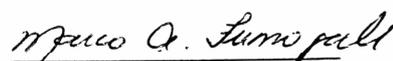
Aprovado

Aprovado

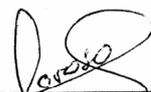
Aprovado



Dr^a Linamara Rizzo Batistella
Universidade de São Paulo



Dr. Marco Antonio Fumagalli
Universidade de Mogi das Cruzes



Dr. Daniel Gustavo Geroso
Universidade de Mogi das Cruzes

DEDICATÓRIA

Aos meus pais Ubirajara e Edna Castro, alicerces de minha formação, por incentivarem os meus sonhos e por estarem estimulando o meu crescimento profissional.

À minha esposa Lívia, companheira de todos os momentos. Sou muito grato pela constante compreensão, paciência, dedicação, incentivo e amor.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Daniel Gustavo Goroso, pela orientação, dedicação e paciência.

À Prof^a. Dra. Annie France Frère Slaetz, pela orientação metodológica.

Aos meus colegas da pós- graduação, pela camaradagem e companheirismo.

Às diretoras da Divisão de Medicina Reabilitação do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP professora Prof^a. Dra. Linamara Rizzo Battistella e Ms. Maria Cecília dos Santos Moreira, por acreditarem em minha capacidade e pela concessão das horas para a elaboração desta dissertação.

À minha chefe Denise Vianna Machado Ayres, pela compreensão, força e principalmente apoio em todos os momentos que dela precisei.

Aos engenheiros da Divisão de Medicina Reabilitação do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP Dr. Milton Seigui Oshiro e Ms. Daniel Boari pelo auxílio na elaboração do programa para quantificar este estudo.

Ao engenheiro da Divisão de Medicina Reabilitação do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP Dr. José Augusto Fernandes Lopes pela coleta dos dados.

A minha amiga Ms. Regina Maria Carvalho Leme Costa companheira de todas as horas durante o mestrado.

*“Na natureza nada se perde,
nada se cria, tudo se transforma”*

(Lavoisier)

RESUMO

Quando um ser humano realiza uma tarefa, simples ou elaborada, põe em evidência que o deslocamento do centro de massa (CM) é o resultado de rotações de segmentos corporais em torno de articulações; ação que consome energia e realiza trabalho mecânico. O estudo tem por objetivo a quantificação do trabalho mecânico total (W_{tot}) no movimento de extensão do tronco para a postura ereta com o intuito de causar uma auto-perturbação em voluntários com visão preservada (VP) e privados momentaneamente da visão (PMV). Foram realizadas 5 tentativas para cada voluntário em ambas as condições. A amostra constituiu de 10 voluntários jovens, do sexo masculino com idades de 25,6 ($\pm 2,2$) anos. 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. Este sistema permite, pela captação de marcadores esféricos refletivos, fixados nos voluntários, criar um modelo tridimensional do corpo em movimento. Foram selecionados os intervalos antes, durante e depois da auto-perturbação para o cálculo do W_{tot} , que foi obtido pela integral da energia mecânica absoluta. A comparação do W_{tot} para as duas condições foi realizada pela ANOVA unidirecional, e pelo teste t de *Student* para dados pareados foram comparadas às diferenças entre as tentativas de ambas as condições. Observou-se diferenças estatísticas significativas ($p < 0,10$) entre os voluntários com VP e PMV para o W da cabeça e membros inferiores. Por este estudo é possível concluir que os voluntários com PMV apresentaram um aumento do W da cabeça e membros inferiores como resposta a perturbação para tentar restabelecer o controle postural, e que ocorre um ajuste motor após a primeira tentativa. Especula-se que as diferenças entre ambas as condições visuais encontradas no W da cabeça deve-se a modulação do sistema vestibular-oculo-motor e as diferenças do W dos membros inferiores aos mecanismos de regulação somatossensorial.

Palavras chave: trabalho mecânico, perturbações motora e visual, controle postural, biomecânica.

ABSTRACT

When a human performs a task, simple or elaborate, underlines that the movement of center of the mass (CM) is the result of rotations of body segments around joints; action which consumes energy and performs mechanical work. The study aims to quantifying the total mechanical work (W_{tot}) in the extension of trunk movement to the upright position with the intention of causing a disturbance in self-volunteers with preserved vision (VP) and private moment of vision (PMV). 5 attempts were made for each volunteer in both conditions. The sample consisted of 10 youth volunteers, male aged 25,6 ($\pm 2,2$) years. To collect the data, we used a system of 3D image to track optoelectronics, composed of 8 video cameras, often to capture the 200 Hz. This system allows for the capture of spherical reflective markers, settle in volunteers, creates a 3D body model in movement. Were selected the intervals before, during and after the self-disturbance for the calculation of W_{tot} , that was obtained by absolute mechanical energy. The comparison of W_{tot} for both conditions was performed by ANOVA unidirectional, and the Student t test for paired data were compared to the differences between the trials of both conditions. There was statistically significant differences ($p < 0,10$) among the volunteers with VP and PMV for the W of the head and lower limbs. For this study we conclude that the volunteers with PMV showed significant increase of W in the head and lower limbs, in response to disturbance in trying to restore postural control, and that is an engine adjustment after the first attempt. It is speculated that differences between both visual conditions found the W the head is due to modulation of the vestibular oculocutaneous-engine and the differences of W in lower limbs to the mechanisms of regulation somatosensory.

Keywords: mechanical work, motor and visual disturbances, postural control, biomechanics.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Força mecânica dos 5 níveis de velocidade para o número de corredores.....	32
Tabela 2	Dados dos voluntários.....	68
Tabela 3	Referência dos pontos corporais estabelecidos pelo modelo de Dempster.....	71
Tabela 4	Colunas 1 a 8 do arquivo *TRBcoord fornecidos pelo software OrthoTrak 6.2.....	78
Tabela 5	Demonstração do CM de cada segmento pelas coordenadas X, Y e Z em função do tempo.....	79
Tabela 6	W_{tot} no intervalo de pré-perturbação.....	101
Tabela 7	W_{tot} no intervalo da perturbação.....	102
Tabela 8	W_{tot} no intervalo da pós-perturbação.....	103

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Relação entre velocidade de corrida e força mecânica para 4 diferentes métodos.....	31
Figura 2	Representação esquemática do trabalho mecânico.....	39
Figura 3	Modelo muscular de Hill.....	40
Figura 4	Representação esquemática de um corpo quando é arremessado, com ganho de E_p na subida e E_c na descida.....	47
Figura 5	Interação entre indivíduo, tarefa e ambiente.....	51
Figura 6	Organograma para associação dos conceitos fisiológicos e físicos para a manutenção do controle postural.....	60
Figura 7	Representação da tarefa utilizada neste estudo	63
Figura 8	Óculos de mergulho utilizado no teste.....	64
Figura 9	Determinação da velocidade do CM do tronco pela coordenada z em função do raio de giro do quadril.....	66
Figura 10	Laboratório do movimento da DMR-HC/ FMUSP.....	67
Figura 11	Marcadores esféricos refletivos.....	69
Figura 12	Esquema representativo da colocação dos marcadores esféricos refletivos.....	70
Figura 13	Calibração do sistema de imagem.....	72
Figura 14	Quadro de calibração e haste.....	73
Figura 15	Coordenadas adotadas na plataforma.....	73
Figura 16	Captação dos marcadores refletivos pelas câmeras.....	74
Figura 17	Câmera de vídeo utilizada no estudo.....	75
Figura 18	Posicionamento das câmeras de vídeo e o volume de captação.....	76
Figura 19	Modelo tridimensional por fotogrametria.....	77
Figura 20	Referência das coordenadas x, y e z e do posicionamento do voluntário sobre a plataforma 2 e 3	77
Figura 21	Representação esquemática do cálculo do CM pelo sistema de imagem.....	79

Figura 22	CM em relação aos pontos proximal e distal do segmento.....	81
Figura 23	Representação esquemática dos intervalos do movimento de extensão do tronco para postura ereta no tempo de 8s.....	87
Figura 24	Sequência do cálculo do W pelo software Matlab.....	89
Figura 25	Organograma que representa a análise estatística do grupo com VP e PMV.....	92
Figura 26	Análise cinemática do movimento de extensão do tronco para a postura ereta do voluntário 1 durante o intervalo tempo de 2s.....	94
Figura 27	Média e desvio padrão da posição e velocidade do CM, E_{CM} e E_{tot} nos intervalos da pré-perturbação, perturbação e pós-perturbação.....	97
Figura 28	Comparação das médias do W_{CM} e W_{tot} durante a pós-perturbação pela análise de regressão linear.....	104
Figura 29	Média e desvio padrão do W_{CM} e W_{tot} nos intervalos da pré-perturbação, perturbação e pós-perturbação pelo teste t de <i>Student</i>	106
Figura 30	Média e desvio padrão do W_{CM} e W_{tot} nos intervalos da pós-perturbação de 0 a 60ms, 0 a 80ms e 0 a 100ms pelo teste t de <i>Student</i>	107
Figura 31	Mediana e quartis do W_{CM} da cabeça no intervalo da pós-perturbação pela ANOVA.....	109
Figura 32	Média e desvio padrão do W_{CM} da cabeça no intervalo da pós-perturbação pelo teste t de <i>Student</i>	109
Figura 33	Média e desvio padrão do W_{CM} da cabeça nos intervalos da pós-perturbação de 0 a 60ms, 0 a 80ms e 0 a 100ms pelo teste t de <i>Student</i>	110
Figura 34	Média e desvio padrão do W_{CM} do tronco no intervalo de pós-perturbação pelo teste t de <i>Student</i>	111
Figura 35	Média e desvio padrão do W_{CM} do tronco nos intervalos de pós-perturbação de 0 a 60ms, 0 a 80ms e 0 a 100ms pelo teste t de <i>Student</i>	112
Figura 36	Média e desvio padrão do W_{CM} das coxas direita e esquerda nos intervalos da pós-perturbação pelo teste t de <i>Student</i>	112

Figura 37	Média e desvio padrão do W_{CM} das coxas direita e esquerda nos intervalos da pós-perturbação de 0 a 60ms, 0 a 80ms e 0 a 100ms pelo teste t de <i>Student</i>	113
Figura 38	Média e desvio padrão do W_{CM} das pernas direita e esquerda no intervalo da pós-perturbação pelo teste t de <i>Student</i>	115
Figura 39	Mediana e quartis do W_{CM} da perna esquerda no intervalo da pós-perturbação pela ANOVA.....	116
Figura 40	Média e desvio padrão do W_{CM} das pernas direita e esquerda nos intervalos da pós-perturbação de 0 a 60ms, 0 a 80ms e 0 a 100ms pelo teste t de <i>Student</i>	116

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA	Análise de variância unidirecional
CM	Centro de massa
d	Distância
DP	Desvio padrão
E_C	Energia cinética
E_m	Energia mecânica
\dot{E}_m	Energia mecânica absoluta
E_{tot}	Energia mecânica específica total
E_{CR}	Energia cinética rotacional
E_{CT}	Energia cinética translacional
E_{EL}	Energia elástica
E_p	Energia potencial
E_{Pg}	Energia potencial gravitacional
F	Força
F	F crítico da amostra
p	Probabilidade da amostra
PMV	Privação momentânea da visão
SNC	Sistema nervoso central
VP	Visão preservada
W	Trabalho mecânico
W_{CM}	Trabalho mecânico do CM
W_{ext}	Trabalho externo
W_{int}	Trabalho interno
W_{tot}	Trabalho mecânico total (todos os segmentos)
ΔE_C	Variação da energia cinética
ΔE_p	Variação da energia potencial

V_z Velocidade em z

2D Bidimensional

3D Tridimensional

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	17
1.1 Descrição do problema.....	18
1.2 Perguntas.....	21
1.3 Hipótese.....	22
1.4 Objetivos.....	22
1.4.1 Objetivo geral.....	22
1.4.2 Objetivos específicos.....	22
2 ESTADO DA ARTE.....	24
2.1 Modelos matemáticos para a quantificação do trabalho mecânico.....	25
2.2 Perturbação motora e ausência da visão.....	32
2.3 Conclusão dos estudos descritos.....	35
3 CONCEITOS TEÓRICOS ASSOCIADOS À PESQUISA.....	37
3.1 Conceitos físicos.....	38
3.1.1 Trabalho mecânico.....	38
3.1.2 Energia.....	41
3.1.2.1 Energia cinética.....	41
3.1.2.2 Energia potencial.....	42
3.1.3 Energia mecânica.....	44
3.1.4 Teorema de conservação trabalho-energia.....	45
3.1.5 Quantificação do trabalho mecânico.....	48
3.1.5.1 Trabalho externo.....	49
3.1.5.2 Trabalho interno.....	50
3.2 Conceitos neurofisiológicos associados ao controle postural.....	50
3.2.1 Controle postural.....	50
3.2.2 Sistemas sensoriais.....	52
3.2.2.1 Sistema vestibular.....	53
3.2.2.2 Sistema somatossensitivo.....	53
3.2.2.3 Sistema visual.....	54
3.2.3. Processamento das informações sensoriais no controle postural.....	55
3.3 Análise biomecânica.....	56

3.3.1	Análise cinemática.....	57
3.3.1.1	Centro de massa corporal.....	58
3.4	Organograma da pesquisa.....	60
4	MATERIAIS E MÉTODOS.....	62
4.1	Protocolo experimental.....	62
4.2	Modelo matemático para a quantificação do trabalho mecânico.....	64
4.3	Casuística.....	66
4.4	Procedimento da coleta.....	69
4.5	Sistema de imagem.....	72
4.5.1	Calibração do sistema de imagem.....	72
4.5.2	Descrição do sistema de imagem.....	74
4.6	Cálculo do CM e momento de inércia segundo Dempster.....	79
4.6.1	Centro de massa.....	80
4.6.2	Momento de inércia.....	83
4.6.3	Tensor de inércia.....	85
4.7	Análise dos dados.....	86
4.7.1	Critério para determinar os intervalos antes e após a auto-perturbação.....	86
4.7.2	Processamento para o cálculo do trabalho mecânico.....	88
4.8	Análise estatística.....	92
5	RESULTADOS	93
5.1	Análise prévia.....	93
5.1.1	Análise cinemática da tarefa para um voluntário.....	94
5.1.2	Comparação dos métodos.....	96
5.2	Trabalho mecânico.....	100
5.3	Análise estatística do trabalho mecânico.....	104
5.3.1	W_{CM} e W_{tot} nos 3 intervalos da tarefa.....	105
5.3.2	W_{CM} dos segmentos.....	108
6	DISCUSSÃO.....	118
6.1	Discussão das magnitudes da E_{CM} versus E_{tot} e W_{CM} versus W_{tot}	118
6.2	Análise estatística do W para as condições com VP e PMV.....	120
6.3	Erros experimentais.....	125
7	CONCLUSÃO.....	127
	REFERÊNCIAS.....	128

APÊNDICES.....	137
ANEXOS.....	143

1 INTRODUÇÃO

O controle postural é bastante complexo, havendo muitos questionamentos e, por conseguinte, muitas tarefas motoras que podem ser investigadas (FREITAS & DUARTE, 2006).

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.

O estudo do controle postural pela tarefa de extensão do tronco para postura ereta é de grande valor, pois se trata de um movimento frequentemente utilizado em atividades cotidianas, com ao abaixar-se para apanhar um objeto que caiu ao solo, amarrar os sapatos, ou até mesmo pelas atividades profissionais e do lar.

A pesquisa de base direcionada na investigação do W (trabalho mecânico) 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.

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 , que são informações importantes para a compreensão dos mecanismos internos reguladores e executores do movimento humano.

Tendo em vista a ausência de estudos associando o W ao controle postural em adultos jovens, quando desprovido momentaneamente da informação visual, a importância de investigar os fatores e variáveis envolvendo este assunto que ainda não são bem conhecidos e definidos e a crescente abordagem por autores sobre as áreas afins, surge a proposta da realização deste estudo. Pelos dados colhidos e informações obtidas, será possível responder a alguns questionamentos, favorecendo a compreensão do controle postural quando a visão não está presente.

1.1 DESCRIÇÃO DO PROBLEMA

O movimento é um aspecto essencial da vida. Ele é crucial na nossa capacidade de caminhar, correr, brincar, procurar e comer os alimentos que nos nutrem, comunicarmos com os amigos e a família, ganhar o pão de cada dia, em essência, sobreviver (COOK & WOOLLACOTT, 2003).

O corpo humano é capaz de assumir diferentes posições por meio de uma infinidade de movimentos. Isso só é possível por causa da união de diferentes segmentos do corpo (cabeça, pescoço, tronco, membros superior e inferior) por articulações e músculos (SALVINI et al., 2005).

O músculo consiste de um número muito grande de fibras, cujas células são capazes de se contraírem quando estimuladas por impulsos nervosos que vêm do cérebro (OKUNO & FRATIN, 2003).

Cerca de seiscentos músculos do corpo humano são responsáveis por todos os movimentos, desde as sutis modificações na expressão facial, mover a língua na fala, a circulação do sangue pelos vasos do corpo e o batimento cardíaco. Sua função é de contração (OKUNO & FRATIN, 2003).

Na máquina humana, os músculos são pistões. Muitas similaridades existem entre a máquina humana e a máquina combustão criada pelos seres humanos. Na máquina a combustão, gasolina e ar são introduzidos no cilindro. A centelha da vela inicia a combustão explosiva da mistura do gás. A energia química é transformada em energia cinética e calor, com isso parte da energia que é então liberada pode causar o movimento dos pistões (ASTRAND & RODAHL, 1980).

O movimento humano é um comportamento mecânico condicionado às características do sistema biológico. A grande complexidade do sistema motor humano faz do movimento um fenômeno, cuja compreensão não pode ser feita apenas pela aplicação irrestrita das leis da física. Para o estudo do movimento, é preciso combinar as propriedades biológicas dos materiais que compõem os sistemas nervoso, muscular e esquelético com as leis e princípios da mecânica (SALVINI et al., 2005).

Quando qualquer corpo, sujeito a ação de uma força, desloca-se de um ponto a outro dizemos que esta força realizou um trabalho. Defini-se trabalho de uma força

como o produto da força exercida pelo deslocamento desse corpo na direção da força aplicada. Portanto, só o fato de aplicar uma força a um corpo não implica que há realização de trabalho, pois é necessário que haja deslocamento na direção desta força (OKUNO & FRATIN, 2003).

O conceito de W está sendo frequentemente abordado na literatura em análises de atividades esportivas e marcha (NEPTUNE & BOGERT, 1998; SCHADE et al., 2000; SAIBENE & MINETTI, 2003). A análise mecânica pode estar associada à eficiência do movimento; por meio de estudos sobre a mecânica do movimento pode-se quantificar como o corpo humano se comporta durante a realização de diversas atividades como, por exemplo, o gasto de energia que o nosso corpo obtém em atividades de corrida sobre diferentes velocidades (ARAMPATZIS et al., 2000).

A análise da energia e da força mecânica permite identificar compensações de mobilidade dos segmentos corporais. Por meio do estudo da força muscular, podemos saber se um músculo gera ou absorve energia (McGIBBON et al., 2001).

O estudo do gasto energia do movimento é de grande relevância, por meio dele pode-se compreender o movimento corporal durante a realização de atividades, visando menor esforço e menor consumo de energia, contribuindo de maneira significativa na busca de benefícios para a realização de diversas atividades esportivas, profissionais ou até mesmo realização de tarefas do lar.

O conceito de W está associado ao conceito de energia (OKUNO & FRANTIN, 2003). Energia e W estão funcionalmente relacionados. Energia é definida como a capacidade de realizar W , enquanto que W é a aplicação de uma força através de uma distância (FOX & MATHEWS, 1986).

O interesse na realização deste estudo veio a partir de pesquisas de autores, que quantificaram o W , investigando a eficiência do movimento (CAVAGNA & KANEKO, 1977; MINETTI & SAIBENE, 1992; MINETTI et al., 1993; NEPTUNE & BOGERT, 1998; MINETTI et al., 1999; ARAMPATZIS et al., 2000; SCHADE et al., 2000; PURKISS & ROBERTSON, 2003; SAIBENE & MINETTI, 2003), e de outros que pesquisavam o sistema sensorial pela manipulação do meio ambiente por perturbações motoras com superfícies móveis (LEE & ARONSON, 1974; SHUMWAY-COOK & HORAK, 1986; FOUURIAT et al., 1993) colocando obstáculos para os indivíduos tropeçarem (ENG et al., 1994) ou pela manipulação do sistema visual (SHUMWAY-COOK & HORAK, 1986; HORAK et al., 1988; WIECZOREK et

al., 2001; COSTA et al., 2008b), buscando a compreensão do controle postural, porém, não há correlação na literatura sobre estes temas.

Quando o objetivo é a investigação da dependência sensorial no controle postural, o controle postural é estudado em tarefas e condições onde as informações sensoriais são manipuladas (FREITAS & DUARTE, 2006).

Sabe-se que a manutenção do equilíbrio e da orientação postural em humanos é garantida pelo adequado funcionamento dos sistemas sensoriais e entre eles encontra-se o sistema visual. Ele é um exteroceptor de grande relevância; tem-se mostrado como uma importante fonte de informação sobre o próprio corpo e é o principal sistema envolvido nos planejamentos das ações (KANDEL, 2003). Por este motivo o sistema visual vem recebendo atenção dos pesquisadores.

Para o controle postural, nem todas as informações sensoriais são utilizadas, o sistema nervoso escolhe a fonte principal para o controle, por exemplo, passando a dominância da informação visual para a somatossensorial (MAURER et al., 2000). O sistema nervoso tem a habilidade de mudar discretamente a fonte principal da informação sensorial quando fechamos os olhos ou estamos sobre uma superfície móvel ou macia (McCOLLUM et al., 1996).

Muitos estudos utilizaram a manipulação da informação visual para produzir alterações na manutenção do controle postural (LEE & ARONSON, 1974; ALLUM & PFALTZIS, 1985; BERTENTHAL & BAI, 1989; SCHUMUCKLER, 1997; WIECZOREK et al., 2001; COSTA et al., 2008b), porém, muitas dúvidas ainda persistem com relação ao acoplamento entre a informação visual e ação motora no controle postural, podendo haver várias questões que podem ser investigadas.

Por meio destas pesquisas, foi possível constatar que, com a ausência de uma informação sensorial, outra fonte sensorial irá tentar suprir a necessidade para ajustar a postura e manter a eficiência do movimento executado, pois o sistema nervoso tem a habilidade de mudar discretamente a fonte principal da informação sensorial (McCOLLUM et al., 1996). Porém, não há estudos na literatura que associe a ausência da visão e perturbação motora ao W da extensão do tronco para postura ereta (ou qualquer outra tarefa) como, também, ao controle postural. Portanto, pela associação da fisiologia dos sistemas muscular e sensorial e da quantificação do movimento corporal pelos princípios da mecânica, torna-se possível compreender o movimento quando um indivíduo está desprovido da informação visual. Esta compreensão do movimento é possível pela análise biomecânica, que recorre a um

complexo de disciplinas científicas, buscando uma estreita relação entre as necessidades e exigências do movimento humano.

Os métodos biomecânicos de medição, entre eles a cinemática, contribuem enormemente para a análise do corpo humano, que pode ser descrito fisicamente como um complexo sistema de segmentos. A determinação do centro de massa (CM) pode ser definida pelo método cinemático (WINTER, 1990). O CM é o ponto ao redor do qual o peso do corpo está balanceado igualmente em todas as direções (HALL, 2000), e pode ser calculado a partir da média ponderada dos CM de cada segmento do corpo em uma dada posição (WINTER, 1990). O trabalho feito para acelerar o CM do corpo dentro do meio ambiente (trabalho externo) e o trabalho associado com aceleração do segmento do corpo com respectivo CM (trabalho interno) tem sido comumente investigado na literatura (MINETTI & SAIBENE, 1992).

Diversos estudos utilizaram o método cinemático para a compreensão do movimento (WILLIAMS, 1985; NEPTUNE & BOGERT, 1998; ARAMPATZIS et al., 2000; McGIBBON et al., 2001; METZILER et al., 2002). Por este método as posições dos segmentos corporais são medidas e o CM é determinado a partir do uso dessas posições e do conhecimento dos parâmetros inerciais do corpo, como posição do CM em cada segmento e sua respectiva massa (WINTER, 1990).

Por meio de programas desenvolvidos com o software MATLAB 7.0, torna-se possível a determinação da posição do CM em função do tempo, a quantificação do W por modelos matemáticos.

1.2 PERGUNTAS

Mediante a deficiência de estudos relacionando o controle postural, sistema visual e o W durante a realização do movimento de extensão do tronco para a postura ereta, surge algumas perguntas que poderão ser respondidas com a realização deste estudo:

Qual o W realizado pelo sistema muscular quando o equilíbrio é perturbado de forma mecânica (movimento de extensão do tronco para postura ereta) e fisiológica (indivíduo desprovido da visão)?

Como é compensada a falta de visão do ponto de vista do W desenvolvido pelos músculos que atuam em uma determinada tarefa motora?

1.3 HIPÓTESE

A manutenção da postura requer o W desenvolvido pelo sistema muscular por meio de um princípio de consumo mínimo de energia, seja em indivíduos com visão preservada ou com ausência da visão.

1.4 OBJETIVOS

1.4.1 Objetivo Geral

O objetivo deste estudo consiste na quantificação do W realizado pelo sistema muscular durante a realização do movimento de extensão do tronco para postura ereta em indivíduos com visão preservada e privação momentânea da visão.

1.4.2 Objetivos Específicos

Quantificar a E_{tot} e E_{CM} , bem como o W_{tot} e W_{CM} nos diferentes intervalos da tarefa; correlacionar o W_{tot} e W_{CM} entre os grupos de indivíduos com visão

preservada e privação momentânea da visão; identificar pela repetição das tarefa se houve minimização do W (ajuste motor) entre os dois grupos.

2 ESTADO DA ARTE

O movimento humano tem sido largamente estudado por meio de modelos matemáticos em análise de atividades como o ciclismo (NEPTUNE & BOGERT, 1998), atletas em ginásticas em barra (ARAMPATZIS & BRÜGGEMAN, 1998), atletas em salto com vara (SCHADE et al., 2000), caminhadas e corridas (CAVAGNA & KANEKO, 1977; SAIBENE & MINETTI, 2003) e até mesmo em animais, como cavalos (MINETTI et al., 1999). Estes estudos ajudam a compreender a mecânica básica do movimento em seres vivos bem como conhecer as limitações impostas pelo sistema músculo esquelético e o W produzido por eles.

Entre os métodos para o cálculo do W a análise cinemática do movimento é largamente utilizada, por meio dela podemos calcular o CM corporal ou de cada segmento (WILLIAMS, 1985; NEPTUNE & BOGERT, 1998; ARAMPATZIS & BRÜGGEMAN, 1998; ARAMPATZIS et al., 2000; McGIBBON et al., 2001; METZILER et al., 2002). A literatura aponta alguns modelos antropométricos frequentemente utilizados para o cálculo do CM, entre eles o de Dempster (1955) e Clauser et al. (1969) que utiliza um modelo aperfeiçoado de Dempster (1955) e Winter (1979b); calculado o CM torna-se possível determinar por modelos matemáticos as propriedades inerciais. Existem diversos modelos para o cálculo da inércia (HATZE, 1980; JENSEN, 1989; YEADON, 1989), porém os 2 mais comumente empregados são os modelos de Hanavan (1964) que considera o eixo sagital e transversal com o mesmos valores de momento de inércia, e o de Zatsiorsky & Seluyanov (1983) que é o mais completo, pois considera o momento de inércia nos eixos sagital, transversal e longitudinal, além de calcular a massa e a posição do CM de cada segmento.

A seguir, serão descritos alguns estudos relacionados ao tema desta dissertação, para isso serão abordados os seguintes assuntos:

- 2.1) Modelos matemáticos para a quantificação do W .
- 2.2) Perturbação motora e ausência da visão.
- 2.3) Conclusão dos estudos descritos.

2.1 MODELOS MATEMÁTICOS PARA A QUANTIFICAÇÃO DO TRABALHO MECÂNICO

Fenn (1929), em estudo para analisar os fatores friccionais e cinéticos em trabalho de corridas de explosão foi provavelmente o primeiro a considerar as mudanças de energia mecânica. Usando dados cinemáticos ele calculou a energia cinética e potencial de cada segmento e, o estado em que o trabalho foi feito foi igual a soma das subidas de cada uma das energias de todos os segmentos. Infelizmente, o cálculo de Fenn ignorou 2 importantes princípios físicos: variação de energia dos segmentos e entre os segmentos adjacentes.

A soma das energias dos segmentos para o cálculo do trabalho interno foi feito previamente por Ralston & Lukin (1969) e Winter et al. (1976) usando transdutores e técnicas de imagem por vídeo, a energias cinética e potencial dos principais segmentos foram calculadas. As somas dos componentes de energia de cada segmento recordaram a conservação da energia dentro de cada segmento. O trabalho do CM é calculado sendo (equação 1):

$$W_{CM} = \sum_{i=1}^N |\Delta E_{CM}| \quad (1)$$

Onde: W_{CM} : trabalho mecânico do CM;

N : número de segmentos;

i : denota o segmento

ΔE_{CM} : variação da energia mecânica de cada segmento denotado pelo índices i e N definidos pelo modelo antropométrico.

Cavagna & Kaneko (1977), em estudo para quantificar o W no nível de caminhada e corrida durante um percurso de 40m, utilizaram a soma do trabalho interno e externo para obtenção do trabalho mecânico total. Para a coleta dos dados foram utilizadas câmeras posicionadas a 17m de distância com frequência de aquisição de 64 quadros/ segundo. Os valores da massa dos membros, a distância entre a articulação superior dos membros (ombro e quadril) e o raio de giro do membro foram calculados a partir da massa corpórea e do comprimento dos membros usando o modelo de Fenn (1929). As mudanças da energia cinética e potencial, durante o movimento relativo do tronco com os membros foram analisadas

em função do tempo durante os dois passos (ciclo completo) na caminhada de 3.5 e 14.3 km/h. A energia cinética de cada membro (braço, antebraço, coxa e perna) foi calculada a partir da soma da energia translacional e rotacional. A soma de todos os aumentos da energia cinética, medidos a partir de 4 curvas, foi tido como um trabalho positivo necessário para acelerar os membros. Estes valores do trabalho positivo foram multiplicados por 2 e dividido pelo intervalo de tempo de um ciclo para determinar a força do trabalho interno.

Winter (1979a) propõe uma nova definição do W em humanos. Neste estudo o trabalho interno considera todos os componentes energéticos potencial e cinético, todas as mudanças de energia entre os segmentos e o trabalho positivo e negativo feito pelos músculos. O trabalho interno é mais complexo que o trabalho externo para ser calculado, pois ele é determinado pela soma de todos os componentes energéticos (potencial e cinético) de todos os segmentos corpóreos como observado na equação 2:

$$E_{tot}(t) = \sum_{i=1}^N E_{P_i}(t) + \sum_{i=1}^N E_{CT,i}(t) + \sum_{i=1}^N E_{CR,i}(t) \quad (2)$$

Onde: $E_{tot}(t)$ energia mecânica total em função do tempo;

$E_p(i,t)$ é a energia potencial de cada segmento (i) em função do tempo (t);

$E_{CT}(i,t)$ é a energia cinética translacional de cada segmento (i) em função do tempo (t);

$E_{CR}(t,i)$ é a energia cinética rotacional de cada segmento (i) em função do tempo (t).

A obtenção de $E_{tot}(t)$ é fundamental para calcular o trabalho interno feito por todos os segmentos corpóreos. Se o trabalho positivo é feito pelos músculos então $E_{tot}(t)$ aumenta similarmente, uma diminuição de $E_{tot}(t)$ representa trabalho negativo realizado pelos músculos. O trabalho interno total feito em um determinado intervalo de tempo é obtido pela equação 3:

$$W_{tot} = \sum_{i=1}^N |\Delta E_{tot}| \quad (3)$$

Onde: ΔE_{tot} é a energia mecânica total durante o intervalo de tempo denotado pelos índices i e N definidos pelo modelo antropométrico.

Deve-se notar que W_{tot} inclui os trabalhos musculares positivos e negativos que contribuem para o intercâmbio de energia entre segmentos.

Minetti & Saibene (1992), em estudo para quantificar o W da passada larga em humanos, teve como objetivo proporcionar equações simples para o trabalho interno e externo. Para isso, analisou 11 sujeitos utilizando um modelo de 5 segmentos rígidos: 2 membros superiores, 2 membros inferiores e tronco. Os valores do comprimento dos segmentos, massa e CM e o raio de giro foram calculados usando o modelo de Dempster (1955). Presumindo que o CM do segmento cabeça-tronco se aproxima a uma trajetória sinusoidal, o trabalho interno (W_{int}) foi avaliado pelas oscilações da energia cinética (translacional e rotacional) de acordo com Cavagna & Kaneko (1977). E o trabalho externo (W_{ext}) foi calculado pelo método de Alexander (1976), o qual descreve o movimento do CM usando o pêndulo invertido.

Arampatzis e Brüggemann (1998) em estudo para calcular as forças internas produzidas pela combinação de sistemas músculo-esqueléticos, emprega um modelo de 15 segmentos, sendo 14 articulações rotacionais e 4 articulações translacionais para interpretar os processos mecânicos-energéticos de 3 ginastas que realizam atividade física em barra alta. Os dados de entrada foram coletados com 2 câmeras de vídeo (50 Hz) e técnicas de dinamometria (500Hz). A massa e momento de inércia dos segmentos foram calculados pelo modelo de Zatsiorsky et al. (1984).

Neptune & Bogert (1998) avaliaram a eficácia de métodos experimentais para quantificar a eficiência do movimento humano utilizando uma bicicleta ergométrica simulando as mesmas condições da pedalada e produção de força durante uma prova de ciclismo. Três métodos de medidas externas foram usados na simulação do movimento. Elemento de força contrátil e mudança do comprimento em músculos individuais foram usados para quantificar o trabalho total positivo e negativo produzido pelos músculos. Os métodos para quantificar o gasto de energia mecânica foram baseados em: 1) medidas cinemáticas do movimento; 2) trabalho feito pelas forças articulares totais; 3) forças articulares intercompensatórias, por exemplo, trabalho negativo de uma articulação é transferido para uma articulação adjacente quando a energia torna-se generalizada (trabalho positivo) via músculos biarticulares. Para registro da trajetória, dados cinéticos e cinemáticos foram

coletados de 8 ciclistas de competição do sexo masculino. Os momentos intersegmentais foram computados usando a dinâmica inversa. As estimativas antropométricas para cada massa do segmento e centro de gravidade foram definidos baseados em Dempster (1955). Os momentos de inércia foram computados através de dados apresentados por Wittsett (1963) que foram personalizados em cada sujeito baseados em Dapena (1978). Os centros articulares intersegmentais foram determinados usando o sistema de análise do movimento (Motion Analysis Corp., Santa Rosa/ CA) a partir de marcadores refletivos localizados acima da espinha ilíaca antero superior, trocânter maior, epicôndilo lateral, maléolo lateral. O centro da articulação do quadril foi localizado relativo aos marcadores acima das espinhas ilíacas. Além disso, foram demarcados na bicicleta, o pedal e manivela.

Schade et al. (2000) em estudo com atletas que realizam salto com vara, tem os seguintes objetivos: 1) determinar as diferenças entre o cálculo da energia mecânica considerando um modelo bidimensional e tridimensional; 2) determinar as diferenças entre energia do CM e a energia total do corpo obtido como a somação das energias de cada segmento; 3) examinar a influência das abordagens anteriormente mencionadas. Para isso, 20 sucessivos saltos foram descritos pela cinemática utilizando 2 câmeras de vídeo (50Hz). A massa dos segmentos foi calculada pelo modelo antropométrico de Clauser et al. (1969) e os momentos de inércia de acordo com o modelo de Hanavan (1964). Nesse trabalho foram feitas modificações do modelo de Hanavan (1964) em relação as extremidades superiores e tronco. O antebraço e a mão foram tidos como um segmento simples e o tronco foi definido pelos dois ombros e as duas articulações do quadril. Para quantificar a energia total dos atletas utilizou a energia potencial e cinética (translacional e rotacional) de 12 segmentos (equação 4).

$$E_{tot} = \sum_{i=1}^{12} m_i g h n_i + \sum_{i=1}^{12} \frac{m_i v_i^2}{2} + \sum_{i=1}^{12} \frac{I_{iTr} \omega_{iTr}^2}{2} + \frac{I_{TL0} \omega_{TL0}^2}{2} \quad (4)$$

Onde: m_i é a massa de cada segmento; g é a aceleração da gravidade; h_i altura do CM de cada segmento; v_i velocidade do CM de cada segmento; ω_{iTr} velocidade angular do eixo longitudinal de cada segmento; I_{iTr} Momento de inércia de cada

segmento em torno do eixo transversal; ω_{TL0} velocidade angular do tronco em torno do eixo longitudinal; I_{TL0} momento de inércia do tronco em torno do eixo longitudinal.

A energia rotatória sobre um eixo longitudinal foi somente calculada para o tronco. A influência da energia rotatória em torno do eixo longitudinal das extremidades na energia total é desprezível por causa das características do movimento do salto com varas e do momento de inércia pequeno das extremidades sobre seus eixos longitudinais (HANAVAN, 1964).

Purkiss & Robertson (2003) utilizou dois métodos para a quantificação do W interno comparando quatro estilos de corrida em oito atletas corredores de elite: 1) método de trabalho absoluto, baseado nas mudanças de energia mecânica; 2) método de potência produzidas pelos momentos de força articulares. Para isso foi utilizado um sistema de câmeras sincronizadas com 2 plataformas de força. A frequência de filmagem com 100 quadros por segundo e a frequência de amostragem das plataformas de força foi 200 Hz. Os dados foram digitalizados e sincronizados usando o software Biomech Motion Analysis System. A cinemática bidimensional e a dinâmica inversa foram usadas para calcular os momentos de forças articulares.

Prévio ao trabalho de Purkiss e Robertson (2003), Arampatzis et al., (2000) comparou quatro diferentes métodos para o cálculo do W (equação 5, 6, 7, 8):

Método 1:

$$W = \int_{T_D}^{T_o} |L_R| \cdot dt, \quad L_R = F_R \cdot V_{DCM} \quad (5)$$

Método 2:

$$W = \int_{T_D}^{T_o} |\dot{E}_{CM}| \cdot dt, \quad E_{CM} = 1/2mV_{KCM}^2 + mgH_{CM} \quad (6)$$

Método 3:

$$W = \int_{T_D}^{T_o} |\dot{E}_{Tot}| \cdot dt, \quad (7)$$

$$E_{tot} = \sum_{i=1}^N (1/2m_i v_i^2 + 1/2\omega_i I_i \omega_i + m_i g h_i)$$

Método 4:

$$W = \sum_{j=1}^{NA} \int_{T_D}^{T_O} |L_j| \cdot dt, \quad L_j = M_j \cdot q_j \cdot \quad (8)$$

Onde: F_R : Força de reação ao solo;

V_{DCM} : Velocidade do CM calculada a partir do dado da força de reação ao solo;

L_R : Potência mecânica da reação de força no solo;

E_{Tot} : Energia mecânica específica total do modelo de 14 segmentos;

E_{CM} : Energia mecânica específica do CM ;

V_{KCM} : Dados cinemáticos da velocidade do CM;

m : Massa dos atletas;

H_{CM} : Altura do CM dos atletas;

m_i : Massa do segmento;

v_i : Velocidade relacionada ao CM do segmento;

ω_i : Velocidade angular do segmento;

I_i : Tensor de inércia do segmento;

h_i : Altura do centro de massa do segmento;

g : Aceleração gravitacional;

M_j : Momento articular de j em cima da articulação;

q_j : Potência angular do momento articular de j em cima da articulação;

L_j : Potência mecânica do momento articular de j em cima da articulação j ;

N : Número de segmentos;

NA : Número de articulações.

Para desenvolver a pesquisa selecionou 8 corredores que foram instruídos a correr em 5 níveis de velocidade (2.5m/s, 3.5m/s, 4.5m/s, 5.5m/s e 6.5 m/s). A coleta dos dados cinéticos foram realizadas por uma plataforma de força (frequência de amostragem de 1000 Hz) e os dados cinemáticos por meio de duas câmeras sincronizadas (frequência de aquisição de 120 Hz).

Os métodos 1 e 2 (equações 5 e 6, respectivamente) foram utilizados para calcular o trabalho externo (citados e descritos anteriormente por Cavagna &

Kaneko, 1977; Winter, 1979b) necessário para locomover o CM de atletas nos diferentes níveis de velocidade. O corpo humano foi representado em 14 segmentos (modelo de Arampatzis & Brüggemann, 1998). A massa dos segmentos foi determinada pela equação de Clauser et al. (1969) e o momento de inércia calculado pelo modelo de Hanavan (1964). O método 3 e 4 (equações 7 e 8, respectivamente) forneceram o trabalho interno esperado do movimento dos segmentos corporais, sendo que o método 3 utilizou somente dados cinemáticos para o cálculo. No método 4 (equação 8), foram incluídos dados de força de reação de solo (dados cinéticos). Como resultado deste estudo foi observado diferenças significativas nos valores de força determinadas por meio dos 4 métodos. O método 1 (equação 5) e 4 (equação 8) demonstraram melhor ajuste linear entre velocidade de corrida e força mecânica como observado na figura 1. Porém o método 3 (equação 7) apresentou melhor linearidade e menor desvio padrão em baixa velocidade (2,5m/s) como observado na figura 1 e tabela 1 :

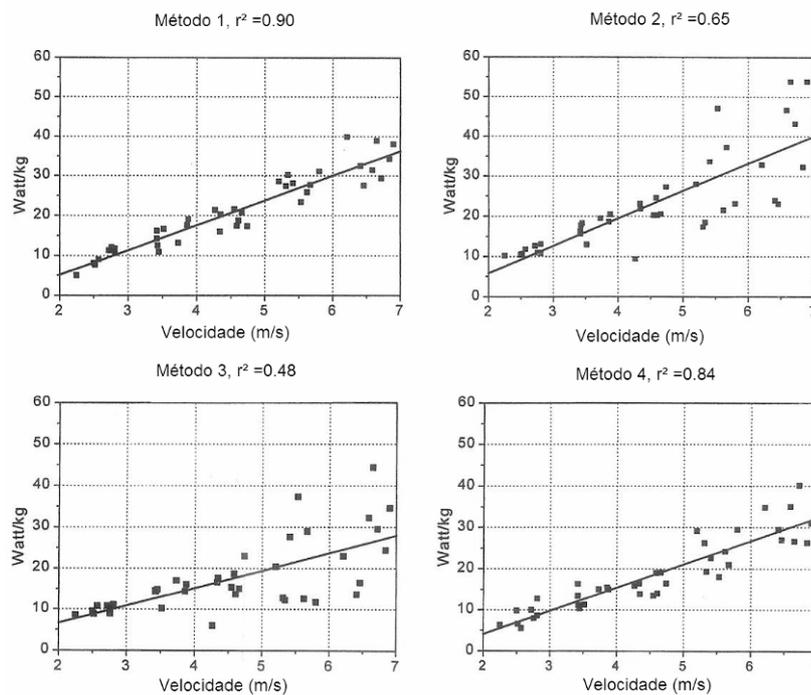


Figura 1: Relação entre velocidade de corrida e força mecânica para 4 diferentes métodos (ARAMPATZIS et al., 2000).

Tabela 1: Força mecânica dos 5 níveis de velocidade (W/kg) para o número de 8 corredores.

Velocidade (m/s) (Aproximadamente)	Método 1 R ² =0,90	Método 2 R ² =0,65	Método 3 R ² =0,48	Método 4 R ² =0,84
2.5	9.41 (2.46)	11.31 (1.07) ^b	9.88 (1.03) ^c	8.41 (2.37) ^{c,d}
3.5	15.01 (2.79)	17.41 (17.41)	14.46 (1.98) ^c	13.15 (2.19) ^{b,c}
	1			1
4.5	19.15 (3.13)	20.88 (5.25)	15.74 (4.85) ^{b,c}	16.00 (2.17) ^b
	1,2	1		1,2
5.5	27.73 (2.42)	28.26 (10.34)	20.44 (9.80) ^c	23.71 (4.28) ^b
	1,2,3	1,2	1	1,2,3
6.5	33.95 (3.58)	38.65 (12.40)	27.27 (10.03) ^c	31.29 (4.97) ^c
	1,2,3,4	1,2,3,4	1,2,3,4	1,2,3,4

^a Note: 1,2,3,4: Diferenças estatisticamente significantes ($p < 0.05$) para os diferentes níveis de velocidade indicados;

^b Diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$) para o método 1;

^c Diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$) para o método 2;

^d Diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$) para o método 3. (ARAMPATZIS et al., 2000).

Assim, como é observado na tabela 1, o método 3 apresenta melhor coeficiente de correlação para baixas velocidades e será adotado no presente estudo, pois durante a manutenção da postura e perturbações, o CM será submetido a uma velocidade de deslocamento que corresponde a menos de 2.5 m/s.

2.2 PERTURBAÇÃO MOTORA E AUSÊNCIA DA VISÃO

A análise do controle postural em indivíduos submetidos a perturbações motora e visual, podem oferecer contribuições de grande importância à ciência. Os estudos dos ajustes posturais são úteis para conhecer como o controle de movimentos e o controle da postura atuam (MOCHIZUKI, 2001).

Na investigação do controle postural e visual em humanos, um fenômeno que tem atraído bastante interesse dos pesquisadores é a capacidade de realizar ajustes no movimento, estando estes desprovidos da informação visual.

Resultados encontrados por Olivier (1998) revelaram que as informações visuais não precisam estar disponíveis durante todo o tempo numa tarefa interceptiva para se obter sucesso na sua realização. Esse achado é indicativo de que dispomos da capacidade de trabalhar com informação parcial de nosso ambiente e construir uma ligação entre as porções da aferência visual efetivamente recebidas, de forma a lidar adequadamente com a continuidade de uma situação dinâmica. Sabe-se ainda que os deficientes visuais compensam este déficit por meio de adaptações, desenvolvendo outros sentidos, habilidades ou pelo próprio aprendizado motor (LEE & THOMSON, 1982).

Quando estamos desprovidos de alguma informação sensorial, como a visão, outras fontes sensoriais são utilizadas (BARELA, 2000) ou os sentidos são adaptados para a manutenção da postura (COOK & WOOLLACOTT, 2003).

Barela (2000) conclui em um estudo que, durante a manutenção de uma orientação postural desejada, há a necessidade de ocorrer um relacionamento estável entre o executante e o meio ambiente. Para que isso ocorra a informação sensorial e a ação motora são utilizadas continuamente pelo sistema de controle postural formando um ciclo de percepção-ação. Este ciclo está baseado em um relacionamento coerente e estável que, no caso da utilização da informação somatossensória, ocorre utilizando estratégias de ajustes posturais. Neste caso, informação sensorial é utilizada para estimar a oscilação corporal e, então, utilizada para produzir atividade motora por estes ajustes diminuindo a oscilação corporal.

A origem das perturbações posturais são múltiplas, abrangendo causas intrínsecas, como movimentos contráteis do coração, oscilações da caixa torácica em cada ciclo respiratório, deslocamento do centro de pressão na base de apoio para evitar desconforto pela pressão contínua em uma área limitada das solas dos pés, tremor e fadiga muscular; e causas extrínsecas, representadas por ações mecânicas como um toque de outra pessoa, movimentos de superfície de apoio (como em uma cavalgada) e estimulação dos receptores sensoriais indicando que o indivíduo está em movimento quando de fato não está (TEIXEIRA, 2006).

O controle postural pode ser estudado por meio de dois caminhos. O primeiro consiste de uma sustentada observação das atividades posturais sem que haja perturbação e o segundo (e mais habitualmente utilizado) consiste em submeter o sistema postural a uma perturbação e analisar as respostas compensatórias resultantes (ASSAIANTE & AMBLARD, 1995).

A fim de investigar se existem estratégias de correção de movimentos locomotores em seres humanos, Eng et al. (1994) produziram perturbações inesperadas na locomoção de adultos jovens, introduzindo instantaneamente obstáculos verticais em diferentes porções do ciclo do passo. Com o surgimento inesperado dos obstáculos, os participantes frequentemente tropeçavam, o que exigia que a ação muscular das pernas fosse rearranjada para manter a postura e manter-se em equilíbrio para completar o passo com sucesso.

Uma das estratégias utilizadas para testar a influência das informações sensoriais no controle postural, baseia-se na manipulação da informação sensorial, ou seja, quando a mesma está presente, ausente ou é deficiente. Por exemplo, a oscilação corporal verificada na manutenção da postura em pé quase dobra quando a informação visual é eliminada, seja pelo ato de fechar os olhos ou de estar em um ambiente totalmente escuro (PAULUS et al., 1984; PAULUS et al., 1989).

Allum & Pfaltz (1985) demonstrou que a resposta subsequente de compensação do tibial anterior, para a restauração do equilíbrio, é ativada pelo sistema visual e vestibular com os olhos abertos. Quando desprovidos da visão (olhos fechados) ela é ativada pelo sistema vestibular.

Foudriat et al. (1993) em estudo para examinar a capacidade de equilíbrio por meio da organização sensorial em crianças de três a seis anos, concluíram que a predominância do controle visual no equilíbrio abre espaço para o espaço sensitivo aos três anos, mas que respostas semelhantes às dos adultos não estão aparentes até o sexto ano de vida. Para o estudo utilizou superfície firme versus referência inclinada com olhos abertos ou fechados e condições de referência visual inclinada.

Shumway-Cook (1986) utilizam um protocolo já validado para examinar a função da interação sensorial no equilíbrio. Foram utilizadas durante a postura ortostática imóvel seis condições sensoriais para testar como as pessoas adaptam os sentidos às condições sensoriais mutáveis, no qual era alterada a disponibilidade e a exatidão das informações visuais. Nas condições 1 a 3, o indivíduo fica em pé sobre uma superfície fixa com os olhos abertos (1), fechados (2) e com ambiente visual movendo-se conforme a inclinação corporal (3). As condições de 4 a 6 são idênticas as de 1 e 3, exceto que a superfície de apoio gira de acordo com a inclinação corporal.

Wieczorek et al., (2001) com o objetivo de descrever o efeito de diferentes informações visuais, nomeadas com visão, sem visão e com feedback visual da

localização do centro de pressão, para a manutenção do equilíbrio em diferentes localizações sobre uma base de suporte. A principal tarefa dos sujeitos consistia ficar em pé sobre uma plataforma de força e manter o centro de pressão em 13 diferentes posições (alvos) nas suas bases de suporte durante 40 segundos de cada alvo. Observou-se na posição de olhos abertos quando comparada com as condições de olhos fechados que ocorreu um aumento significativo da manutenção do equilíbrio nas posições instáveis. Apesar da informação visual, dada pela posição do feedback do centro de pressão, não houve um aumento da performance na condição com olhos abertos. Os resultados confirmaram que a ideia de que a informação visual no controle da postura ereta é principalmente usado para corrigir a posição corporal durante longos períodos, isto é, para estabelecer uma posição referência que o corpo oscile em volta.

2.3 CONCLUSÃO DOS ESTUDOS DESCRITOS

Como se pode ver o W tem sido largamente abordado pela literatura. Para isso, a cinemática é comumente utilizada para a quantificação do W , onde a posição do CM pode ser calculada por modelos antropométricos em função do tempo, assim como o momento de inércia. A maioria dos estudos apontam os modelos de Dempster (1955) e Clauser et al. (1969) e Winter (1979b) para o cálculo do CM, e Hanavan (1964) e Zatsiorsky & Seluyanov (1983) para o cálculo do momento de inércia, como sendo os mais utilizados. Por estes modelos o corpo humano pode ser representado em um ou mais segmentos rígidos. O método 3 de Arampatzis et al. (2000) utilizado para a quantificação do presente estudo, consiste em calcular o W como soma da variação da energia mecânica total (E_{tot}), que é a variação da energia cinética translacional (E_{CT}) e rotacional (E_{CR}) e energia potencial (E_p) em um determinado intervalo de tempo. Este método foi adotado, por apresentar o menor desvio padrão e melhor linearidade em velocidades baixas (2.5 m/s).

A literatura também aponta diversos estudos sobre o controle postural, com ou sem perturbações motoras, além de estudos que mencionam a importância da

visão para a manutenção do controle postural. Porém, não é mencionada em nenhum destes estudos uma correlação entre o controle postural e W em indivíduos com PMV quando submetidos a uma perturbação motora.

3 CONCEITOS TEÓRICOS ASSOCIADOS À PESQUISA

O tema abordado nesta dissertação abrange conceitos físicos (mecânica) e biológicos (neurofisiologia). Por este motivo houve a necessidade de abordar princípios teóricos básicos da física clássica, para posteriormente associá-los com a fisiologia humana. Por esta associação, torna-se possível a compreensão da quantificação do W durante a realização de um movimento e de como o corpo humano mantém a postura pela integração dos sistemas sensoriais.

Desse modo, este capítulo aponta uma abordagem simples e linguagem acessível, sem desprezar o rigor científico de um tópico muito importante na física que é o “teorema trabalho-energia” aplicado na quantificação do W .

Portanto, o capítulo 3 será subdividido em 4 tópicos, abordando os conceitos físicos e neurofisiológicos associados ao controle postural utilizados neste estudo:

3.1) Conceitos Físicos

- Trabalho muscular: Definição de trabalho muscular, forças internas e externas e os componentes musculares.
- Energia: Descreve a energia cinética e potencial e como estas energias estão relacionadas com o movimento humano.
- Teorema de conservação trabalho-energia: Descreve as forças conservativas e não conservativas, bem como o cálculo da conservação da energia mecânica (cinética e potencial).
- Quantificação do W : Descreve às equações que são utilizadas para quantificar o trabalho mecânico muscular e como é calculado o trabalho mecânico total.

3.2) Conceitos neurofisiológicos associados ao controle postural.

- Controle postural: Descreve a interação entre indivíduo, tarefa e meio ambiente para manter o controle postural e alguns conceitos relacionados à postura.
- Sistemas Sensoriais: Descreve os sistemas vestibular, proprioceptivo e visual.

- Processamento das Informações Sensoriais no Controle postural: Descreve a interligação entre os sistemas vestibular, proprioceptivo e visual e como agem para manter o controle postural.

3.3) Análise biomecânica

- Descreve o conceito de biomecânica e o método de análise cinemática que será utilizado neste estudo e a definição de CM.

3.4) Organograma

- Finalizando este capítulo, será explicado por um organograma, como estão associados os conceitos fisiológicos e físicos para que ocorra o W na manutenção do controle postural.

3.1 CONCEITOS FÍSICOS

3.1.1 Trabalho Mecânico (W)

Quando um corpo, sujeito à ação de uma força (F), desloca-se de um ponto a outro dizemos que esta força realizou um trabalho (W). Sempre quem realiza um W é uma força. Define-se W de uma força como o produto de uma F exercida sobre o corpo pelo deslocamento (d) desse corpo na direção da força aplicada. Portanto, só o fato de aplicar uma F a um corpo não implica que há realização de W , pois é necessário que haja deslocamento (OKUNO & FRATIN, 2003)

Quando uma força é aplicada a um corpo, porém sem resultar em qualquer força efetiva em virtude das forças oponentes tipo atrito ou do próprio peso do corpo, nenhum trabalho terá sido realizado, pois não houve qualquer movimento do corpo. A figura 2 demonstra por representação esquemática do W (HALL, 2000).

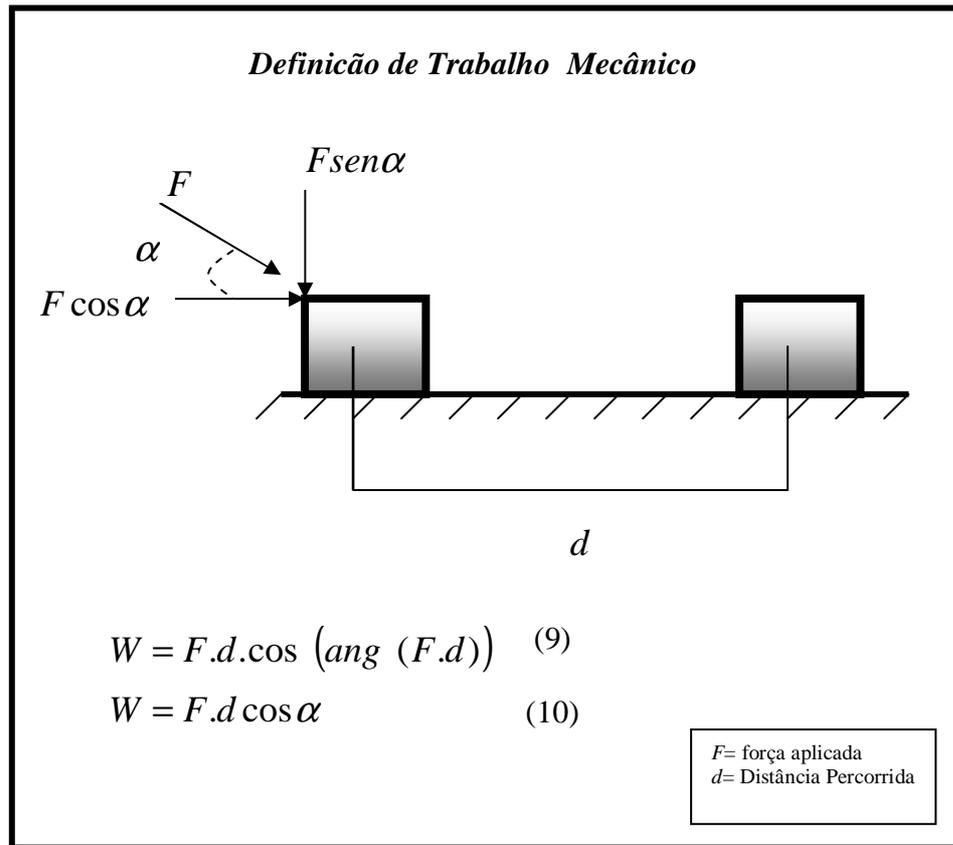


Figura 2: Representação esquemática de trabalho mecânico da força $F \cos \alpha$. Nota-se que $F \sin \alpha$ não produz trabalho pois não há deslocamento.

Durante a execução de um determinado movimento, as forças presentes são denominadas de externas e internas. As forças externas compreendem a ação da gravidade, inércia, resistência suplementar, ação e reação, pressão atmosférica, pressão hidrostática e empuxo, atrito, resistência do ar, e da água, entre outros (SETTINERI, 1988). As forças internas referem-se às ações dos músculos envolvidos no movimento (intensidade, tipo de contração – isotônica ou isométrica, composição, decomposição e pares de forças) (SETTINERI, 1988).

Quando um músculo é ativado, os componentes contráteis encurtam e tencionam os componentes elásticos (ASTRAND, 1980).

Hill (1950) estabelece em um modelo de três elementos constitutivos básicos: contráteis, elásticos em série e elásticos em paralelo como mostra a figura 3.

Os componentes contráteis que compõem 80% das fibras musculares são compostos por organelas contráteis cilíndricas chamadas de miofibrilas. As miofibrilas são formadas por uma série de sarcômeros, que são as unidades contráteis da fibra muscular. Os sarcômeros por sua vez são formados por filamentos grossos (Miosina) e finos (Actina), que na presença de cálcio deslizam

uns sobre os outros, possibilitando assim a ação muscular. Os elementos elásticos podem se dispor paralelamente aos elementos contráteis ou em série (BILLETER & HOPPELER, 1992). O componente elástico em paralelo (proporcionado pelas membranas musculares) fornece uma tensão resistiva quando o músculo é passivamente estirado e o componente elástico em série (localizado nos tendões), atua como uma mola estocando energia quando o músculo é estirado (HALL, 2000).

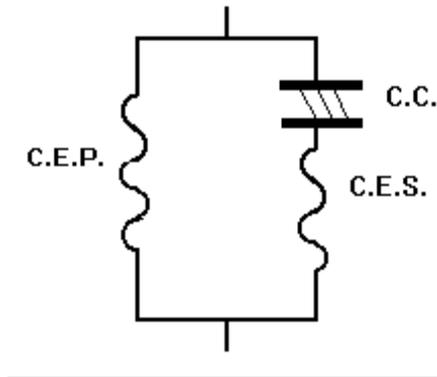


Figura 3: Modelo muscular de Hill, onde C.E.P = Componente elástico paralelo; C.E.S = componente elástico em série e C.C. = Componente contrátil (HILL, 1950).

Quando ambos os extremos do músculo estão fixados e nenhum movimento ocorre na articulação envolvida, a contração é chamada isométrica. Uma vez que a distância é zero numa contração isométrica, nenhum trabalho muscular segundo a equação 9 e 10 da figura 2. Pelo contrario, se o músculo varia de seu comprimento quando ativado, a contração é isotônica (concêntrica). Nesse último caso, o trabalho externo pode ser feito (ASTRAND & RODAHL, 1980).

Para a realização do movimento em humanos é necessário uma série de contrações musculares que produzem momentos de força sobre as articulações do sistema músculo esquelético (COELHO & DUARTE, 2004). Estes músculos geram uma tensão que resulta no movimento dos segmentos corporais e conseqüentemente um trabalho, que pode ser positivo ou negativo, de conformidade com o tipo de ação muscular que predomina. Quando tanto o torque muscular efetivo quanto a direção do movimento angular em uma articulação se processam na mesma direção, admite-se que o trabalho realizado pelos músculos é positivo. Como alternativa, quando o torque muscular efetivo e a direção do movimento angular em uma articulação se processam em direções opostas, o trabalho realizado pelos músculos é considerado como sendo negativo (HALL, 2000). Apesar de muitos

movimentos do corpo humano envolverem uma co-contração de grupos musculares agonistas e antagonistas, quando a contração concêntrica prevalece o trabalho é positivo, e quando prevalece a contração excêntrica o trabalho é negativo (HALL, 2000)

Em física, o W está associado à variação de energia. Portanto, para melhor compreensão de como a energia corporal é transformada em W , a seguir, serão descritos alguns conceitos sobre energia.

3.1.2 Energia

Energia, em geral de um ponto de vista clássico, é definida como a capacidade de realizar um W (HALL, 2000).

Existem duas formas de energia: energia cinética (E_c) e a energia potencial (E_p) (HALL, 2000).

3.1.2.1 Energia Cinética

Um corpo possui E_c somente quando está em movimento (HALL, 2000) (equação 11).

$$E_c = \frac{1}{2}mv^2 \quad (11)$$

Onde, m é a massa do corpo e v a velocidade.

Quando um músculo realiza um movimento (função agonista) é contraído concentricamente, gerando E_c (WILLIAMS, 1985).

- *Energia Cinética Translacional e Rotacional*

Sob o ponto de vista das características espaciais, os movimentos podem ser classificados como: 1) Movimento de translação: quando todos os pontos do corpo

descrevem trajetórias paralelas uma em relação às outras, sem giro do corpo em torno de eixos que passam pelo corpo. 2) Movimento de rotação: quando todos os pontos de um corpo descrevem trajetórias circulares em torno de um eixo. O eixo pode estar dentro ou fora do corpo (SALVINI et al., 2005).

Portanto, a E_c está associada a translação e rotação do movimento. Isto é, energia cinética translacional (E_{CT}) (equação 12), e energia cinética rotacional (E_{CR}) (equação 13) (HALL, 2000).

Energia cinética translacional:

$$E_{CT} = \frac{1}{2}mv^2 = \frac{1}{2}m(v_x^2 + v_y^2 + v_z^2) \quad (12)$$

Energia cinética rotacional:

$$E_{CR} = \frac{1}{2}I\omega^2 \quad (13)$$

Onde m é a massa do segmento; v é a velocidade, (v_x, v_y, v_z) são as velocidades do centro de massa nas direções x, y, z ; I é o momento de inércia do segmento em relação ao eixo de rotação; e ω é a velocidade angular do segmento.

3.1.2.2 Energia Potencial

É a forma de energia que se encontra em um determinado sistema e que pode ser utilizada a qualquer momento para realizar trabalho. A E_p é uma energia que não está a manifestar-se, está “armazenada”, ou seja, pode em qualquer momento manifestar-se pela forma de movimento (HALL, 2000).

- *Energia Potencial Gravitacional*

No caso, simplificando, a energia potencial E_{Pg} (equação 14) é a energia de posição podendo ser considerada também como energia armazenada. Quando um músculo se opõe ao movimento (função antagonista) é contraído excentricamente e acumula E_p (WILLIAMS, 1985). Mais especificamente, o termo potencial é o peso

do corpo multiplicado por sua altura acima de uma superfície de referência (HALL, 2000).

$$\begin{aligned} E_{Pg} &= P.h \\ E_{Pg} &= mgh \end{aligned} \quad (14)$$

Onde, P é o peso do corpo; h altura; m a massa do corpo; e g é a aceleração da gravidade ($g = 9.8m/s$).

- *Energia Potencial Elástica*

O termo potencial implica a possibilidade de conversão para E_C (HALL, 2000). Quando um objeto é distendido, dobrado, ou de alguma forma deformado, armazena essa forma específica de E_p para a utilização subsequente. Por exemplo: quando os músculos do corpo humano estão distendidos, armazenam energia de deformação que será liberada para aumentar a força da contração subsequente (HALL, 2000). Esta capacidade de armazenar energia é descrita pela equação 15 como uma forma especial de E_p , sendo denominada energia elástica (E_{EL}) (HALL, 2000).

Quando se estira um músculo ativado, parte da energia mecânica pode ser armazenada por causa das propriedades elásticas do músculo. Na contração imediatamente seguinte, esta energia pode ser liberada e pode auxiliar na energia contrátil (ASTRAND, 1980).

Portanto, um músculo que realiza a função antagonista, armazena E_p durante uma contração excêntrica. Este músculo utiliza esta energia passando rapidamente da fase excêntrica para concêntrica (UGRINOWITSCH & BARBANTI, 1998) no momento que passa a exercer a função agonista (E_C) (WILLIAMS, 1985; HALL, 2000), aumentando a geração de força na fase posterior com um menor custo metabólico (UGRINOWITSCH & BARBANTI, 1998). Porém, se a passagem de uma fase para outra for lenta, a energia potencial elástica será dissipada na forma de calor, não se convertendo em E_C (CAVAGNA, 1977; GOUBEL, 1997).

$$E_{E_L} = \frac{1}{2} k_E x^2 \quad (15)$$

Onde, k_E é uma constante elástica, que representa a rigidez relativa do material ou a capacidade de armazenar energia sob deformação e x^2 é a distância através da qual o material é deformado.

3.1.3 Energia Mecânica

Em física, energia mecânica é aquela que determina o deslocamento dos corpos, podendo ser potencial, quando o corpo se encontra em repouso em relação a uma determinada altura sendo proporcional a massa do corpo, ou cinética, quando o corpo se encontra em movimento, ela é proporcional a quantidade da velocidade (HALL, 2000).

A energia mecânica corporal, denotada como E_m , é definida como a soma da E_C e E_P corporal.

A medida indireta de E_m refere-se com métodos que quantificam o movimento dos corpos, chamados de E_C , e as posições dos corpos com os respectivos quadros de referência, chamada E_P (ROBERTSON et al., 2004).

Para simplificar a análise dos sistemas, o movimento e posição do sistema podem ser reduzidos em um único ponto, denominado CM. Quando analisado o CM somente dois tipos de E_m estão presentes: a E_{CT} e a E_{Pg} (ROBERTSON et al., 2004).

Para computar a E_m dos segmentos, usualmente, somente a E_{Pg} e a E_{CT} e E_{CR} são calculadas. Isto é uma forma correta para um corpo rígido, mas se o corpo deforma a E_{E_L} (equação 15) deverá ser incluída. Em muitos estudos biomecânicos, não é possível computar a E_{E_L} porque a amostra de deformação é tão pequena para medir-se e a relação força e deformação é muito difícil de obter (ROBERTSON, et al., 2004).

Esta equação (equação 16) define como a E_m dos segmentos é computada (ROBERTSON et al., 2004).

$$E_m = E_{Pg} + E_{CT} + E_{CR} \quad (16)$$

3.1.4 Teorema de Conservação Trabalho-energia

Em todo e qualquer sistema físico conhecido a energia é uma grandeza sempre conservada, ocorrendo a mudança na forma como esta se apresenta impondo ao corpo um estado diferente do anterior, não necessariamente visível (PROLICEN, 2007).

A conservação de energia é descrita pelo teorema trabalho-energia (equação 17), que é um teorema da mecânica clássica, segundo o qual, o W realizado sobre um corpo de massa (m) por uma força é igual a variação da E_m do corpo (WIKIPÉDIA, 2007):

$$W = \Delta E_m \quad (17)$$

Onde, ΔE_m é a diferença entre a energia mecânica final (E_{m_f}) e a energia mecânica inicial (E_{m_i}) do corpo, $\Delta E_m = E_{m_f} - E_{m_i}$.

Conservação de E_m ocorre quando todas as forças e momento de força atuando num corpo ou em um segmento simples são conservativas. Isto é, a força resultante num corpo é a força conservativa. Forças e momentos de força são conservativas quando o trabalho feito para mover o corpo de um ponto ao outro é independente, isto é, quando o trabalho feito depende somente da localização de dois pontos. Forças conservativas incluem força gravitacional, a força de um salto ideal, colisões elásticas, força tensional de um pêndulo ideal e a força normal de fricção de superfície (ROBERTSON et al., 2004).

Forças gravitacionais são conservativas porque, na ausência de forças não conservativas, nenhuma mudança na E_p causa uma mudança correspondente na E_c (ROBERTSON et al., 2004).

Levando em conta que a E_m que um corpo possui representa a soma de suas E_p e E_c , a relação também pode ser enunciada pela equação 18 (HALL, 2000):

$$(E_p + E_c) = C \quad (18)$$

Onde, C é uma constante, isto é, é a magnitude que permanece constante durante todo o período de tempo durante o qual a gravidade constitui a única força externa atuante.

Por exemplo, quando se arremessa no sentido vertical um corpo (no caso uma bola) no ar, à medida que a bola ganha altura, ela também ganha E_p ($ma_g h$). Entretanto, conforme perde velocidade, devido a gravidade, estará também perdendo E_c ($1/2mv^2$). No ápice da trajetória da bola (o instante entre a subida e descida) sua altura e E_p alcançam um valor máximo e, sua velocidade e E_c são iguais à zero. À medida que a bola começa a cair ela ganha progressivamente E_c enquanto perde E_p (figura 4). Este conceito é conhecido como Lei de conservação de energia mecânica (HALL, 2000) e é comumente associado ao estudo do movimento corporal. Os músculos, juntamente com os ossos, transformam energia química em E_m . Quando realizamos um movimento, o trabalho realizado pelos músculos transformam a E_p em E_c , portanto, a E_p diminui aumentando a E_c . Por exemplo, ao levantar um martelo para pregar um prego produzimos E_p . Esta energia está pronta a ser modificada noutras formas de energia e, conseqüentemente, a produzir trabalho: quando o martelo cair, pregará o prego, ou seja, assim que ocorrer algum movimento, a E_p diminui enquanto se modifica em energia do movimento (E_c). Levantar o martelo faz, por sua vez, uso da E_c e produz um ganho de E_p . Generalizando, quanto mais alto e mais pesado um objeto está, mais E_p terá.

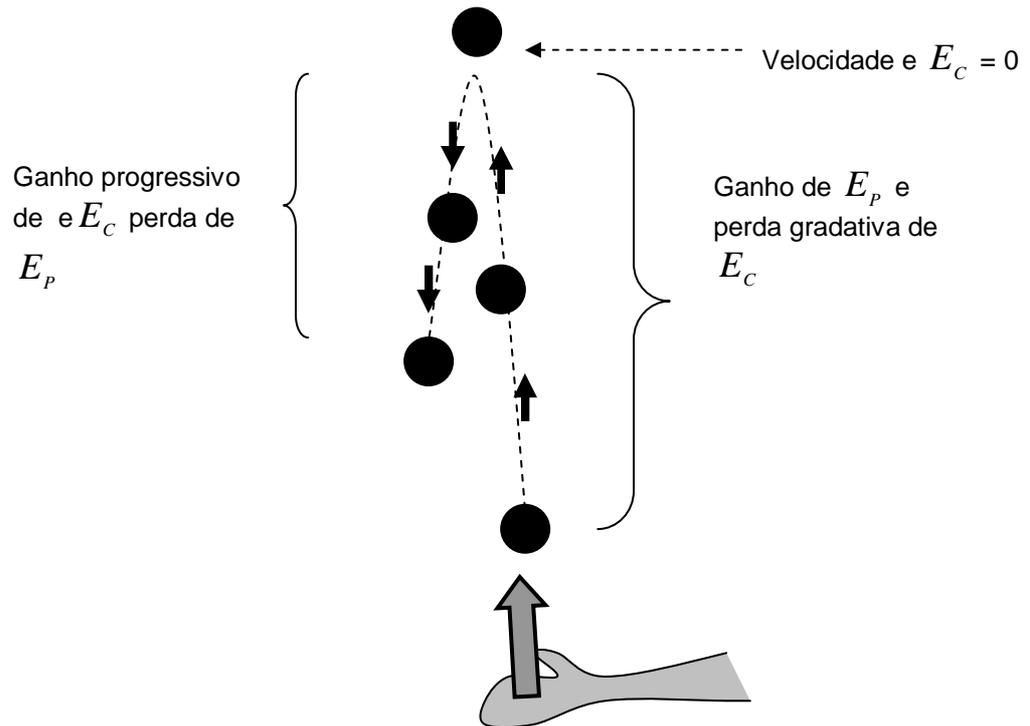


Figura 4: Representação esquemática de um corpo quando é arremessado, com ganho de E_p na subida e E_C na descida.

Considerando a E_m em dois pontos distintos com valores E_i e E_f , para uma diferença $\Delta E_m = \Delta E_C + \Delta E_p = 0$, E_m é uma constante, por haver conservação de energia de modo que a soma das variações das energias potencial e cinética (ΔE_C e ΔE_p) também é nula como observado na equação 19 (PROLICEN, 2007).

$$\Delta E_C = -\Delta E_p \quad (19)$$

Pelo Teorema do Trabalho-energia (equação 17) observa-se que a ΔE_C é igual ao trabalho, de modo que podemos escrever a equação 20 (PROLICEN, 2007). Onde:

$$W = -\Delta E_p \quad (20)$$

Considerando-se a altura inicial z_i e z_f final do deslocamento de um corpo, calcula-se o trabalho executado pela força gravitacional como demonstrado na equação 21 (PROLICEN, 2007).

$$W = mg(z_i - z_f) \quad (21)$$

Para a ΔE_p tem-se a equação 22 (PROLICEN, 2007):

$$\Delta E_p = mg(z_i - z_f) \quad (22)$$

Pode-se então definir a E_{pg} como sendo o produto do peso mg vezes a altura z em relação a origem, por exemplo, fazendo-se $z_i = \text{zero}$, semelhante à equação 14 (PROLICEN, 2007).

O sinal negativo na equação 20, determina que o trabalho feito pela força gravitacional é positivo, por exemplo, trazendo-se um corpo de uma altura h até a referência $z = \text{zero}$, enquanto a ΔE_p é negativa pois passou de um valor $mgh > 0$, para um valor nulo (PROLICEN, 2007).

3.1.5 Quantificação do Trabalho Mecânico

Quando o trabalho é feito pelos músculos, muito da energia produzida pode ser usada para mover estruturas internas e muitas podem ser usadas para fazer trabalho no ambiente. A primeira é chamada de energia interna e a última energia externa. Muito do trabalho feito pode ser reciclado por forças conservativas. Energia reciclada nesta via reduz a amostra do trabalho muscular e a energia química requerida pelo sistema. O trabalho feito no ambiente pode ser feito novamente por forças de fricção e viscosidade, ou podem ser manifestadas nas mudanças de energias E_p e/ou E_c de objetos no ambiente. Por exemplo, quando um objeto é elevado a certa altura, a E_{pg} é aumentada. A E_{EL} é aumentada pela depressão de um certo objeto, como por exemplo num salto com vara. Quando uma bola é arremessada, a energia externa feita pelo corpo apresenta-se na forma de E_{CT} e/ou E_{CR} da bola. A energia E_{CT} apresenta-se como velocidade linear da bola, enquanto que a E_{CR} manifesta-se por si próprio como movimento de giro da bola (ROBERTSON et al., 2004).

O W é o trabalho feito quando a E_m do corpo se altera. Este princípio, que já foi mencionado (equação 17), chamado de relação trabalho-energia é baseado na

segunda lei de Newton. Com operações matemáticas apropriadas, a segunda lei de Newton pode ser transformada na seguinte relação: W é igual a ΔE_m como descrito anteriormente na equação 17 (ROBERTSON et al., 2004):

Historicamente, na biomecânica o W tem sido dividido em trabalho externo (W_{ext}) e interno (W_{int}). O W_{ext} é feito para movimentar o CM do corpo, entretanto o W_{int} é feito para movimentar os segmentos do corpo em relação ao centro de massa. O trabalho total (W_{tot}) tem sido calculado como demonstra a equação 23, arbitrariamente como a soma dos dois tipos de trabalho (SAIBENE & MINETTI, 2003).

$$W_{tot} = W_{ext} + W_{int} \quad (23)$$

W_{ext} e W_{int} podem ser calculados de diversas formas. Entre elas, pela mudança de energia do CM total gerando um W_{int} total feito por todos os músculos, ou somente pela abordagem do trabalho vertical resultando no aumento de E_p do CM total. Isto é importante para verificar todas as possibilidades de atividades musculares que tenham um gasto metabólico e atentar para possíveis causas de movimentos ineficientes (WINTER, 2005).

3.1.5.1 Trabalho Externo

O W_{ext} é calculado segundo Robertson et al.(2004) e Purkiss & Robertson (2003) pela seguinte equação (24):

$$W_{ext} = \sum_{n=1}^N \Delta E_{m,n} \quad (24)$$

Onde: N é o número de quadros da amostra de um movimento, $E_{m,n}$ é a energia mecânica total do corpo (soma da energia mecânica total dos segmentos) no instante do quadro n .

Esta medida é útil quando o corpo aumenta sua posição vertical ou velocidade (linear ou angular), mas em situações onde a velocidade é constante e o corpo não aumenta a posição vertical o trabalho externo é zero. Quando o trabalho é

medido no mesmo ponto do ciclo do movimento, não haverá mudança da posição vertical e na velocidade linear e angular, não ocorrendo, portanto nenhuma mudança da E_c e E_p (ROBERTSON et al., 2004)

3.1.5.2 Trabalho Interno

Segundo Robertson et al. (2004), o W_{int} é obtido computando inicialmente o W_{tot} e logo subtraindo o W_{ext} definido anteriormente. Isto é:

$$W_{int} = W_{tot} - W_{ext} \quad (25)$$

Onde o W_{total} é obtido segundo a seguinte equação 26:

$$W_{tot} = \sum_{n=1}^N |\Delta E_{m,n}| \quad (26)$$

Nos parágrafos seguintes, serão descritos os conceitos neurofisiológicos associados a este estudo.

3.2 CONCEITOS NEUROFISIOLÓGICOS ASSOCIADOS AO CONTROLE POSTURAL

3.2.1 Controle Postural

Para compreender o controle postural de um indivíduo, devemos conhecer a tarefa do controle postural e examinar o efeito do ambiente sobre esta tarefa (COOK & WOOLLACOTT, 2003).

Para controlar a posição do corpo no espaço as ações posturais emergem de uma interação entre indivíduo, tarefa e meio ambiente (figura 5). Além disso, supõe que a capacidade de controlar a posição do corpo no espaço surge da complexa

interação entre os sistemas musculoesquelético e neural, coletivamente denominados de sistemas de controle postural (COOK & WOOLLACOTT, 2003).

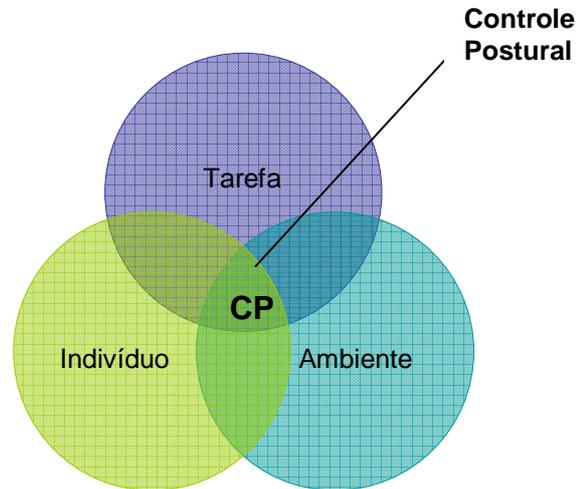


Figura 5: As ações posturais emergem de uma interação entre o indivíduo, tarefa com suas demandas posturais inerentes e as restrições ambientais sobre as ações posturais.

O controle postural envolve o controle da posição do corpo no espaço, para o objetivo duplo de estabilidade e orientação (COOK & WOOLLACOTT, 2003). A orientação postural é definida como a capacidade de manter uma relação adequada entre os segmentos do corpo e o ambiente, para uma determinada tarefa (HORAK & MACPHERSON, 1996). O termo postura é frequentemente usado para descrever o alinhamento biomecânico do corpo e a relação do corpo em relação ao meio ambiente. Emprega-se o termo orientação postural para incluir ambos os conceitos (COOK & WOOLLACOTT, 2003).

A estabilidade postural está relacionada com o equilíbrio das forças internas e externas que agem no corpo durante as ações motoras (HORAK & MACPHERSON, 1996).

A conservação da estabilidade postural é um processo dinâmico, que envolve o estabelecimento de equilíbrio entre as forças de estabilização e desestabilização (McCOLLUM & LEEN, 1989).

A manutenção de uma posição corporal desejada envolve a coordenação e controle dos segmentos corporais com relação aos outros segmentos corporais e a

coordenação e controle destes segmentos corporais com relação ao meio ambiente (BARELA, 2000).

A regulação do controle postural é feita fundamentalmente pelo disparo de comandos motores pelo sistema nervoso central (SNC), pela transmissão desses sinais pelas vias eferentes e finalmente, pela contração dos músculos visando a manutenção de determinada posição ou deslocamento de segmentos corporais (TEIXEIRA, 2006).

3.2.2 Sistemas Sensoriais

O funcionamento do sistema postural envolve a necessidade de coordenar e controlar os segmentos corporais com base nas informações sensoriais (BARELA, 2000).

O sistema sensorial é composto pelo sistema vestibular, somatossensitivo e visual. As informações destes sistemas são fontes importantes de dados sobre a posição do corpo e o seu movimento no espaço em relação a gravidade e ao ambiente. Cada sentido fornece ao SNC diferentes tipos de informações sobre a posição e movimento do corpo. Portanto, cada um oferece uma estrutura de referência diferente para o controle postural (COOK & WOOLLACOTT, 2003).

Os sistemas sensoriais formam representações internas de nossos corpos e do mundo exterior. Uma das principais funções dessas representações internas é orientar o movimento. Mesmo uma simples ação como a de alcançar um copo de água exige informação visual para estabelecer uma representação interna para a localização espacial do corpo (KANDEL, 2003).

As funções sensoriais para fins de controle motor são divididas em duas categorias: propriocepção e exterocepção. A primeira corresponde à informação aferente dos receptores sensoriais (sistema vestibular e proprioceptivo) localizados no interior do organismo, e que informam sobre a posição e deslocamento de partes do corpo. A segunda, exterocepção, corresponde às informações sensoriais do ambiente externo. Nesta categoria encontra-se a visão, além do tato e audição (TEIXEIRA, 2006).

3.2.2.1 Sistema Vestibular

Uma das principais fontes sensoriais para a regulação da postura e do equilíbrio é o sistema vestibular. Boa parte das informações de entrada do sistema vestibular é usada para o controle automático de respostas motoras. Além de ser uma importante fonte de informação para o controle dos movimentos e postura, o sinal proprioceptivo originário do sistema vestibular está vinculado a movimentos reflexos da cabeça e do pescoço em coordenação com os movimentos oculares, sendo uma função deste sistema a ação estabilizatória dos olhos (TEIXEIRA, 2006).

Este sistema é sensível a dois tipos de informação: a posição da cabeça no espaço e as mudanças repentinas na direção do movimento cefálico. As informações vestibulares são importantes para a coordenação de muitas respostas motoras e ajudam a estabilizar os olhos e manter a estabilidade postural quando se está de pé e durante a caminhada (COOK & WOOLLACOTT , 2003).

O sistema sensorial faz parte de um labirinto membranoso localizado no ouvido interno (TEIXEIRA, 2006) é constituído por dois tipos de receptores: os canais semicirculares, que percebem a aceleração angular da cabeça e são sensíveis aos movimentos cefálicos rápidos durante o andar ou desequilíbrios; e os otólitos que sinalizam a posição e aceleração lineares, são fontes importantes da posição da cabeça em relação a gravidade, esses órgãos respondem ao movimento cefálicos lentos como a inclinação postural (KANDEL, 2003).

3.2.2.2 Sistema Somatossensitivo

O sistema somatossensitivo ou proprioceptivo está associado às articulações e aos músculos axiais, fornece informações sobre o movimento dos segmentos corporais de uns sobre os outros. Os receptores somatossensitivo incluem os fusos musculares e os órgãos do tendão de Golgi (sensíveis ao comprimento e a tensão dos músculos), receptores articulares (sensíveis ao movimento e tensão das articulações) e mecanorreceptores cutâneos, incluindo corpúsculos de Pacini (sensíveis a vibração), corpúsculos de Meissner (sensíveis ao toque e a vibração

leves), discos de Merkel (sensíveis à pressão local) e terminações de Ruffini (sensíveis ao alongamento da pele) (COOK & WOOLLACOTT, 2003).

3.2.2.3 Sistema Visual

A visão corresponde à fonte sensorial dominante, possuindo um status destacado entre os receptores sensoriais. Representa um sistema sensorio-perceptivo inigualável quanto a capacidade de fornecer informações indispensáveis para o pleno controle das ações motoras. Por meio dela, obtemos a maior e mais relevante parte das informações do ambiente. Além disso, grande parte da precisão dos nossos movimentos é devida à aferência visual do próprio corpo em ação, assim como aprendemos a interpretar muitos sinais proprioceptivos a partir do seu emparelhamento e da sua integração com os sinais visuais. Esse sistema sensorial nos informa sobre forma, tamanho, cor, posição e movimento de tudo que está à nossa volta, permitindo o controle dos mais variados movimentos em sintonia fina com as variações que continuamente surgem no ambiente (TEIXEIRA, 2006).

A visão auxilia o controle motor de várias formas, permitindo que o indivíduo identifique objetos no espaço e determine o seu movimento. Quando a visão cumpre essa função é considerada uma função exteroceptiva. Porém, ela também nos fornece informações sobre a posição que o nosso corpo ocupa no espaço, sobre a relação de uma parte do corpo com a outra e sobre os movimentos do corpo. Quando desempenha essa função, é chamada de propriocepção visual, o que significa que ela nos dá informações não apenas sobre o ambiente, mas também sobre o nosso corpo (COOK & WOOLLACOTT, 2003).

O movimento corporal esteja ele ligado às oscilações posturais ou aos deslocamentos, causa sempre conseqüências visuais que correspondem à sucessão de imagens na retina. A abordagem do controle visual da postura e da locomoção está baseada na utilização em retro controle das conseqüências visuais do movimento nos fusos óculo-motores. As informações contidas no fluxo visual, resultante do movimento, permitem, ao mesmo tempo, perceber e controlar o movimento (VIEL, 2001).

3.2.3 Processamento das Informações Sensoriais no Controle Postural

O controle postural exige uma interação complexa entre os sistemas musculoesquelético e neural. Os componentes musculoesqueléticos incluem elementos como amplitude de movimento da articulação, flexibilidade da coluna, propriedades musculares e relações biomecânicas entre segmentos corpóreos unidos. Os componentes neurais essenciais para o controle postural envolvem: (a) processos motores, incluindo sinergias da resposta muscular; (b) processos sensoriais, abrangendo os sistemas visual, vestibular e somatossensitivo; e (c) processos de integração de nível superior, essenciais para mapear a sensação para a ação e garantir os aspectos de antecipação e adaptação do controle postural. (COOK & WOOLLACOTT, 2003).

À medida que as informações sensoriais ascendem para os níveis superiores de processamento, cada nível da hierarquia pode modular as informações que lhe chegam de níveis inferiores, permitindo que os centros superiores as sintonizem seletivamente para cima ou para baixo (COOK & WOOLLACOTT, 2003).

Sabe-se, também, que em condições normais a aferência sensorial é usada pelo controle de forma integrada, a partir de um espectro diversificado de informações aferentes. Assim, na realização de um determinado movimento e na regulação da postura ereta, o sistema sensoriomotor combina as funções visuais com aferência somatossensitiva e sinais originários do aparelho vestibular. A combinação dessas diferentes fontes de informação aferente resulta numa integração sensoriomotora mais robusta, fazendo com que o controle motor esteja finalmente sintonizado com o que se passa no ambiente (TEIXEIRA, 2006).

As informações sensoriais levadas ao SNC retornam por vias eferentes para os músculos antigravitacionais entrarem em atividade para manter novamente o equilíbrio (CANELAS et al., 1993).

Para a realização de um determinado movimento a manutenção do equilíbrio do corpo é atribuída ao sistema do controle postural, um conceito utilizado para se referir as funções dos sistemas nervoso, sensorial e motor que desempenham esse papel. O sistema sensorial fornece informações sobre a posição dos segmentos corporais em relação a outros segmentos e ao ambiente. O sistema motor é responsável pela ativação correta e adequada de músculos para a realização dos

movimentos. O SNC integra informações provenientes do sistema sensorial para então enviar impulsos nervosos aos músculos que geram respostas neuromusculares. As respostas neuromusculares são necessárias para garantir, por exemplo, a postura ereta com os pés imóveis (COOK & WOOLLACOTT, 2003).

3.3 ANÁLISE BIOMECÂNICA

O termo biomecânica é utilizado para descrever a ciência dedicada ao estudo dos sistemas biológicos de uma perspectiva mecânica (HALL, 2000).

Para a compreensão do movimento, dependendo do grau de detalhamento, diferentes tipos de análises podem ser empregados.

Baseada em observação direta, em geral tem caráter descritivo e resulta da inspeção visual do movimento, da documentação e do monitoramento de mudanças, em que essas informações são utilizadas para inferir sobre as causas do movimento observado. Também podem ser utilizadas medidas estatísticas de variáveis espaço-temporais relacionadas aos movimentos cíclicos, como duração e cadência de passos para o estudo da marcha. Baseado em análise biomecânica, feito com um sistema de mensuração que fornece dados com alta capacidade de identificar as causas do movimento observado, com a possibilidade ainda de processamento matemático destes (SALVINI et al., 2005).

A maneira mais comum de estudar o controle postural é observar o comportamento do corpo durante uma tarefa qualquer. A observação pode ser qualitativa e quantitativa, com o auxílio de instrumentos de medição. O teste de Romberg é um exemplo de avaliação qualitativa do controle postural. Este teste é utilizado para comparar, por meio de observação visual, as oscilações do indivíduo na postura ereta com os pés juntos com ou sem visão (FREITAS & DUARTE, 2006).

A análise qualitativa é uma descrição não numérica do movimento, baseada na observação direta. A descrição pode abranger de uma simples dicotomia do desempenho, bom ou ruim, para uma variedade de identificação de ações articulares. Na análise quantitativa o movimento é descrito numericamente, com base nas medidas de dados coletados durante a realização de um movimento.

Neste tipo de análise os movimentos podem ser descritos mais precisamente. Desta maneira podemos obter dados cinemáticos lineares e angulares dos movimentos executados (SAAD, 1997).

Eventos cinemáticos, neuromusculares e dinâmicos, devem ser considerados em um modo quantitativo (SAAD, 1997).

Além da postura ereta quieta, uma série de outras tarefas tem sido utilizada na investigação do controle da postura. De uma forma geral, a tarefa a ser investigada é dependente do que se deseja investigar. Como o controle postural é bastante complexo e dependente de inúmeros fatores, por conseguinte, muitas tarefas podem ser investigadas (FREITAS & DUARTE, 2006).

Entre as técnicas utilizadas para o estudo do controle postural, podemos citar a análise biomecânica.

A análise biomecânica é realizada em relação aos conceitos de cinemática, cinética, eletromiografia (SAAD, 1997).

A análise cinética é utilizada para medir a força de reação ao solo, utilizando a dinamometria, que engloba todos os tipos de força e pressão, sendo o instrumento básico em dinamometria a plataforma de força (SAAD, 1997).

A análise eletromiográfica cinesiológica, utiliza o registro por eletrodos de superfície que permitem a apreciação das fases de atividade muscular durante a realização do movimento para a maioria dos músculos chaves (VIEL, 2001).

A análise global e simultânea das curvas cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas permitem conhecer a ação muscular predominante durante o movimento realizado e o tipo de contração muscular concêntrica e produtora de energia ou excêntrica e consumidora de energia (VIEL, 2001).

No presente estudo será abordada apenas a análise cinemática que será descrita a seguir.

3.3.1 Análise Cinemática

As descrições espaciais e temporais de um movimento são chamadas cinemáticas (SAAD, 1997), tratam-se de grandezas vetoriais, com orientações espaciais definidas. Essas grandezas podem ser descritas de acordo com a análise

planar ou bidimensional (baseada em geometria planar) ou tridimensional (baseada em geometria espacial). Todo movimento humano tem caráter tridimensional. No entanto, uma descrição planar pode ser suficiente para a análise de movimentos que ocorrem fundamentalmente em um plano, quando os demais movimentos em outros planos são de menor importância para a compreensão da situação (SALVINI et al, 2005).

A análise cinemática descreve as características geométricas do movimento, como as características do movimento de um objeto, que incluem o deslocamento linear e angular, velocidade e aceleração (SALVINI et al, 2005). Os dados sobre os deslocamentos são geralmente compilados a partir da medida da posição dos marcadores esféricos refletivos colocados sobre os pontos anatômicos e descritos em um sistema anatômico coordenado, ou seja, ângulo articular relativo, ou um sistema externo de referência espacial. A posição desses marcadores é captada por uma ou mais câmeras, sendo que a localização de cada marcador é expressa em termos de coordenadas x e y no sistema bidimensional, ou x , y e z no sistema tridimensional. O resultado desses sistemas é expresso como alterações nos deslocamentos do segmento, ângulos articulares, velocidades ou acelerações; os dados podem ser usados para criar uma reconstrução dos movimentos do corpo no espaço em um intervalo de tempo (GRONLEY & PERRY, 1984; WINTER, 1990).

Por meio da cinemática e dos modelos antropométricos torna-se possível o cálculo do CM corporal e de cada segmento.

3.3.1.1 Centro de Massa Corporal (CM)

Um corpo extenso pode ser imaginado como sendo construído por um número muito grande de pequenos pedaços, tão minúsculos quanto uma célula, tratando-se de partes do corpo humano. O peso resultante deste corpo corresponderá a soma das forças peso que atuam em cada um desses pedaços. Existe um lugar onde se pode considerar aplicada a resultante das forças peso. Esse ponto é chamado de centro de massa corporal (CM). Tudo se passa como se toda a massa do corpo estivesse concentrada nesse ponto e, portanto, é ali onde atua a

força peso resultante (OKUNO & FRATIN, 2003). Assim, o CM representa o ponto em que a massa do corpo está igualmente distribuída em todas as direções, ou centro de distribuição de massa (SALVINI et al., 2005).

A localização do CM tem uma função na compreensão de situações de equilíbrio, pois ele representa o ponto ao redor do qual todos os segmentos corporais se equilibram (SALVINI et al., 2005).

Alguns fatores revelam a grande importância do reconhecimento da localização do CM de um corpo ou segmento corporal para análise do movimento (SALVINI et al., 2005): 1) Todas as forças externas que resultam em translação atuam sobre o CM; 2) Todas as forças externas que resultam em rotação atuam a uma determinada distância do CM; 3) O CM é o ponto em que se pode compensar a ação da força peso com uma única força no sentido contrário.

Em um corpo rígido, feito de um mesmo material, o CM está localizado em seu centro geométrico e é fixo. No corpo humano, o CM também é definido matematicamente e fisicamente e não anatomicamente, porém não é fixo. Para corpos articulados e deformáveis, a localização do CM depende da posição relativa entre os segmentos e suas massas relativas (SALVINI et al., 2005).

O cálculo da localização do CM pode ser realizado por métodos experimentais e analíticos. Para isso, basta reconhecer que à medida que um segmento corporal se move, o CM também se desloca na mesma direção. Quanto maior a massa deslocada, maiores os efeitos na mudança da localização do CM (SALVINI et al., 2005). Este cálculo matemático será descrito no capítulo seguinte.

3.4 ORGANOGRAMA DA PESQUISA

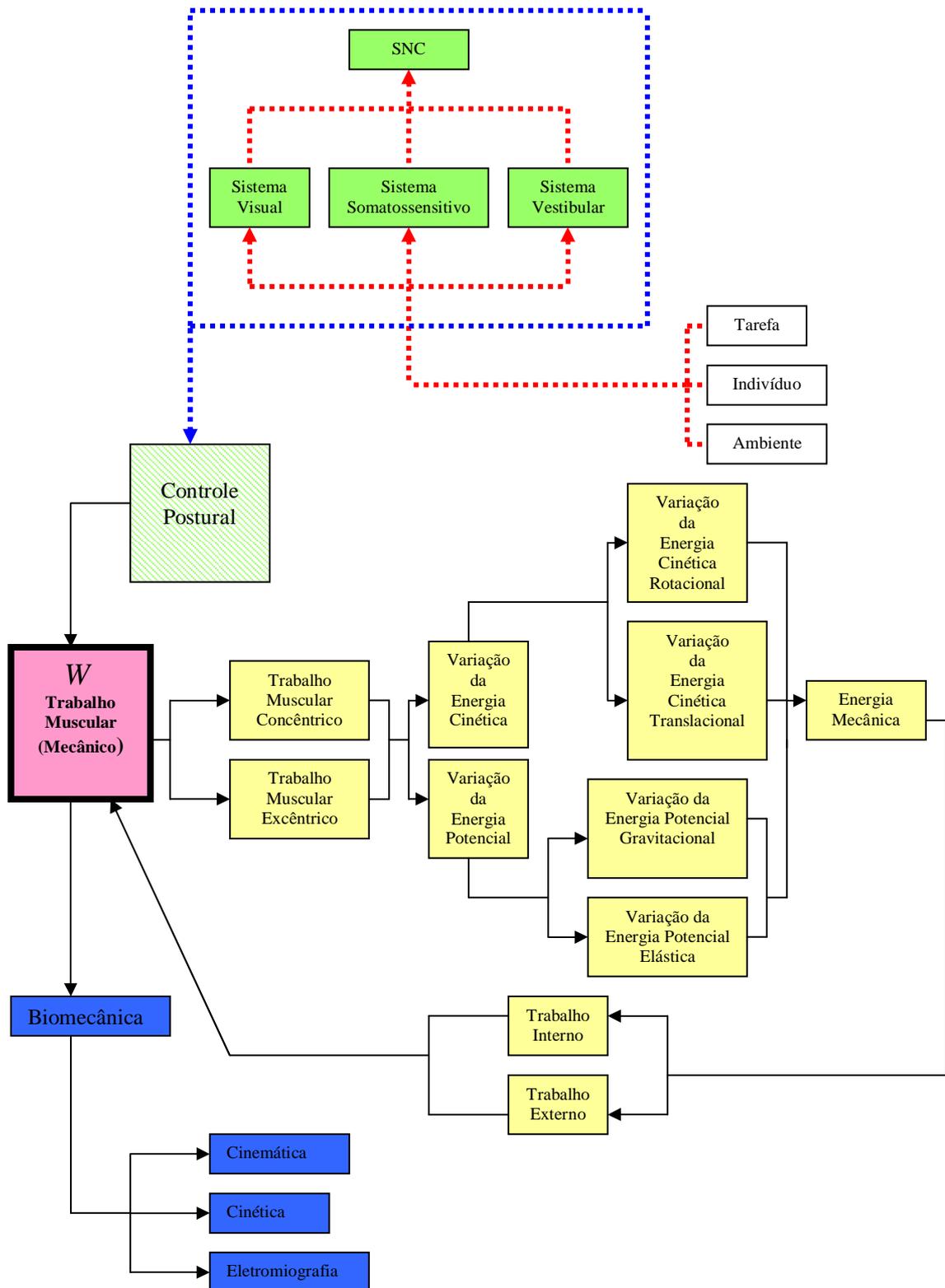


Figura 6: Apresenta a associação dos conceitos fisiológicos e variáveis físicas envolvidas na manutenção do controle postural.

No organograma da figura 6 observa-se: na cor verde os conceitos fisiológicos, na cor amarela os conceitos físicos e na cor azul a quantificação destes conceitos.

As informações do indivíduo que realiza uma tarefa e a influencia desta tarefa com o meio ambiente são representados pelos quadrados de cor branca. Estas informações são fontes importantes de dados sobre a posição do corpo e o seu movimento no espaço em relação a gravidade e ao ambiente, fornecendo ao SNC pelas vias aferentes (representadas pelas linhas vermelhas pontilhadas) diferentes tipos de informações sobre a posição e movimento do corpo. As informações são processadas e organizadas pelo SNC retornando por vias eferentes (representadas pelas linhas pontilhadas em azul) aos músculos antigravitacionais mantendo o controle postural.

Para que o controle postural ocorra é necessário uma interação entre o sistema musculoesquelético; produzem ΔE_m e um conseqüente W que pode ser quantificado pela biomecânica em particular a cinemática.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo descreve os materiais e métodos utilizados para a elaboração deste estudo.

Inicialmente serão descritos o protocolo experimental e o modelo matemático utilizado, em seguida os procedimentos para que este estudo pudesse ser quantificado por este modelo.

Portanto serão abordados os seguintes aspectos:

- 4.1) Protocolo experimental;
- 4.2) Modelo matemático para a quantificação do trabalho mecânico;
- 4.3) Casuística;
- 4.4) Procedimento de coleta;
- 4.5) Subsistema de imagem;
- 4.6) Cálculo do CM e momento de inércia segundo Dempster;
- 4.7) Análise dos dados;
- 4.8) Análise estatística.

4.1 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Os voluntários foram instruídos a se posicionarem de pé, braços soltos ao lado do corpo. A posição inicial é de flexão de tronco com aproximadamente 90° (paralelo ao chão), pés confortavelmente paralelos ao corpo (não ultrapassando a largura dos quadris). A tarefa é a extensão de tronco na maior velocidade possível até a posição ereta, com o objetivo de causar uma auto-perturbação motora (figura 7).

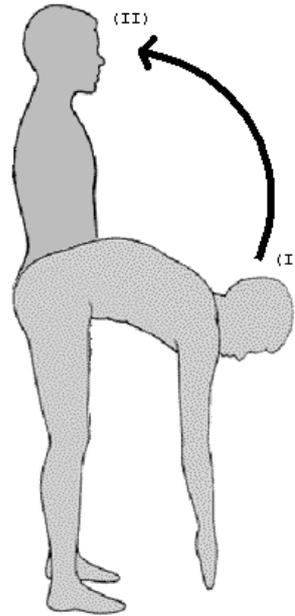


Figura 7: Representação da tarefa. Posição inicial do voluntário: partindo da flexão de tronco em 90° (I) para a postura ereta (II) (MERCK, 2006).

A extensão do tronco para a postura ereta foi escolhida no presente estudo por se tratar de um movimento comumente utilizado em nosso cotidiano, além de possibilitar uma perturbação motora quando realizada em máxima velocidade. Esta tarefa já havia sido utilizada por Bigongiari et al., (2005) em crianças e foi utilizada recentemente por Bittencourt et al., (2008) e Costa et al., (2008b) em adultos com o mesmo intuito.

Após um comando sonoro (sinal sonoro inicial) os voluntários realizavam o movimento de extensão do tronco até a postura ereta e permaneciam nesta posição tentando manter o controle postural até a finalização do tempo previsto, determinado por outro sinal sonoro (sinal sonoro final). O tempo total utilizado para a execução do movimento até a estabilização da postura foi de 8 (oito) segundos. Segundo Freitas & Duarte (2006) tarefas envolvendo perturbação não precisam de longo tempo de duração, poucos segundos antes e após a perturbação são suficientes para verificar alterações.

Os voluntários realizaram 5 repetições da tarefa sob duas condições: (1) inicialmente com os olhos vendados, ou seja, privados momentaneamente das informações visuais (PMV), de modo que as únicas fontes de informações sensoriais presentes nos voluntários fossem de origem auditiva, vestibular e proprioceptiva; para isso foi utilizado óculos de mergulho vedado com uma fita preta e preenchido

com algodão (o algodão era substituído para cada paciente) (figura 8). (2) com a visão preservada (VP), sem a venda nos olhos.



Figura 8: Óculos de mergulho utilizado no teste, vedado com fita preta e algodão em seu interior.

A escolha de 5 repetições da tarefa para ambas as condições foi utilizada inicialmente no presente estudo com o intuito de investigar o aprendizado motor, porém este número de repetições é insuficiente para que ocorra um aprendizado. Segundo Freitas & Duarte (2006) para que ocorra um efeito de aprendizado durante a realização de uma determinada tarefa são necessárias várias repetições da mesma, porém se este número for muito elevado pode levar os voluntários à fadiga. Assim, para que não haja o aprendizado ou fadiga a literatura recomenda o número em torno de 3 repetições (CORRIVEAU et al., 2001; LAFOND et al., 2004). Portanto, as 5 repetições para a realização da tarefa no presente estudo foram empregadas de forma adequada para que não houvesse a fadiga dos voluntários, porém está inadequado para investigar o aprendizado motor, possibilitando apenas a investigação de possíveis ajustes do sistema motor.

4.2 MODELO MATEMÁTICO PARA A QUANTIFICAÇÃO DO TRABALHO MECÂNICO

Para o cálculo do W utilizou-se o modelo matemático descrito por Arampatzis et al. (2000) (equação 27 e 27.1). O modelo calcula o W pela derivada da energia mecânica total absoluta (E_{CT} , E_{CR} e E_p) do CM de 14 segmentos. A massa dos segmentos foram determinadas pelo modelo Dempster (1955).

No presente estudo foi utilizado o modelo acima descrito com 12 segmentos: cabeça, tronco, braço direito, antebraço direito, braço esquerdo, antebraço esquerdo, coxa direita, perna direita, pé direito, coxa esquerda, perna esquerda, pé esquerdo.

A equações 27 e 27.1 representam a relação física utilizada neste trabalho :

$$W = \int_{T_D}^{T_O} |\dot{E}_{Tot}| \cdot dt, \quad (27)$$

$$E_{tot} = \sum_{i=1}^N \left(\underbrace{1/2 m_i v_i^2}_{E_{CT}} + \underbrace{1/2 \omega_i I_i \omega_i}_{E_{CR}} + \underbrace{m_i g h_i}_{E_P} \right) \quad (27.1)$$

Onde, W : trabalho mecânico do modelo de 12 segmentos;

E_{tot} : energia mecânica específica do modelo de 12 segmentos;

N : número de segmentos;

i : denota o segmento;

m_i : massa dos segmentos;

v_i : vetor de velocidade relacionado ao centro de massa do segmento i ;

ω_i : vetor da velocidade angular do segmento i ;

I_i : tensor de inércia de cada segmento i ;

g : aceleração gravitacional;

h_i : altura do centro de massa do segmento.

As variáveis do CM dos segmentos acima descritas foram determinadas pelas coordenadas x , y e z da posição dos marcadores esféricos refletivos que definiram os segmentos. O raio de giro do tensor de inércia é o vetor entre as posições do CM de uma articulação desejada e as articulações do quadril (neste caso, calculada a partir de marcadores esféricos posicionados em sacro e espinha ilíaca antero superior direita e esquerda), onde o CM de cada segmento giram em torno do CM do quadril. Como exemplo, a figura 9 apresenta um esquema representativo da determinação da velocidade do CM do tronco pela coordenada z em função do raio de giro do quadril.



Figura 10: Laboratório do Movimento da DMR – HC/FMUSP

O laboratório acima descrito e apresentado na figura 10, utiliza para a coleta de dados o *Sistema Hawk Digital* fabricado pela *Motion Analysis Corporation* (Santa Rosa, Califórnia, USA). O sistema integra os recursos das plataformas de força (Cinética), aquisição de imagens (Cinemática) e captação do sinal eletromiográfico (Eletromiografia).

A amostra foi constituída por 10 voluntários adultos jovens, sexo masculino, com faixa etária entre 20 e 40 anos, idade média de 25,6 anos ($\pm 2,26$), altura 1,69m ($\pm 0,25$) e peso 68,22kg ($\pm 0,25$) considerados normais (tabela 2), com nível de atividade física moderada e sem histórico significativo de patologias ortopédicas e neurológicas .

Tabela 2 – Dados dos voluntários.

Voluntários	Idade (anos)	Peso (kg)	Altura (m)
1	27	71,7	1,75
2	25	65,5	1,63
3	19	59	1,64
4	23	71	1,71
5	32	65	1,64
6	28	62,5	1,64
7	18	76,5	1,70
8	23	58	1,66
9	34	80	1,82
10	27	73	1,75
Média (DP)	25,6 (± 2,26)	68,22 (± 2,71)	1,69 (± 0,25)

Onde, DP: desvio padrão

Os voluntários selecionados foram avaliados quanto às condições físicas (idade, peso, altura, prática de atividades física, entre outros) desvios posturais, visando certificar a aptidão dos voluntários na realização do teste funcional em estudo e suas características pessoais. A participação foi voluntária e não paga.

Os voluntários formalizaram sua participação por escrito mediante assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido, onde era explicitada a realização do experimento conforme o anexo A.

O projeto consta com o parecer favorável do comitê de ética da LACOM/ NPT/ UMC e DMR-HC/ FMUSP (anexo B e C).

A participação dos voluntários na pesquisa foi tramitada pelo Comitê de Ética da Universidade de Mogi das Cruzes através do parecer (Processo CEP nº 110/06 e CAAE: 01111.0.237.000-06) e Comitê de Ética da CAPPesq do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (Protocolo de pesquisa nº 0069/08 de 17/03/2008), atendendo à resolução CNS 196 de 10/10/1996 inciso IX.2, letra “c” do Conselho Nacional de Saúde.

Os métodos experimentais utilizados não são invasivos e não ofereceram risco à saúde de nenhum dos voluntários.

Não utilizou-se nenhum tipo de substância e não foi prescrito nenhum tipo de tratamento médico/ terapêutico.

Os dados foram adquiridos, processados e analisados por softwares específicos: EVaRT 5.0 e Matlab 7.0, visando facilitar a aquisição, processamento e interpretação dos mesmos.

4.4 PROCEDIMENTO DA COLETA

Para a análise da tarefa foram fixados com fita dupla face 28 marcadores esféricos refletivos (figura 11) em pontos corporais segundo o modelo de Dempster (1955) (figura 12); por meio destes marcadores tornou-se possível definir o início e fim de cada segmento, possibilitando a determinação do CM (SAAD, 1997).

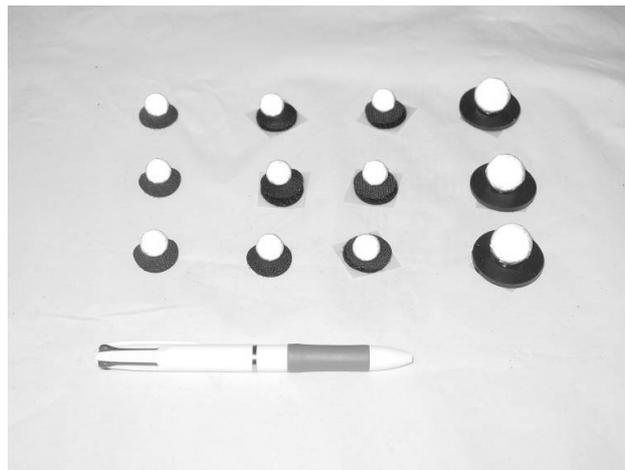


Figura 11: Marcadores esféricos refletivos.

Os marcadores refletivos (figura 11) são esferas de poliestireno cobertas por fita adesiva revestida de partículas microscópicas de vidro. Como são de composição leve (plástico) não causam incômodo e nem dificultam os movimentos (SAAD, 1997).

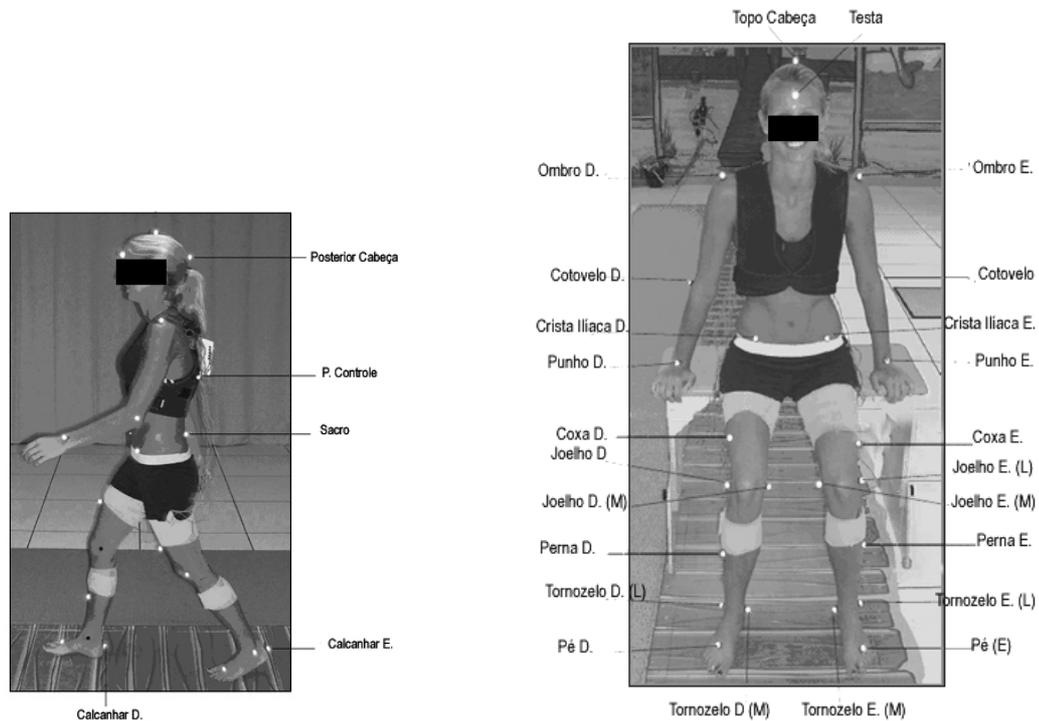


Figura 12: Esquema representativo da colocação dos marcadores esféricos refletivos. Fonte: Manual OrthoTrack 6.2 (2004).

A tabela 3 demonstra os pontos corporais segundo modelo de Dempster (1955). A primeira coluna da tabela 2 descreve a nomenclatura dos marcadores e a segunda coluna a localização dos pontos anatômicos.

Tabela 3: Referência dos pontos corporais estabelecidos pelo modelo de Dempster (1955)

Descrição do marcador	Localização do marcador
Topo da cabeça	No centro do topo da cabeça, na linha entre os marcadores anterior e posterior.
Cabeça anterior e posterior	Na parte anterior e posterior da cabeça, na mesma altura em relação ao chão.
Ponto de controle (Dorsal)	Como demonstrado na figura do manual: no ápice da curvatura da coluna torácica.
Sacro	Aspecto superior da interface L5-Sacro.
Ombro	Extremidade do processo acromial.
Cotovelo	Epicôndilo lateral do úmero.
Punho	Centralizado entre os processos estilóides do Rádio e da Ulna.
Crista ilíaca	Espinha ilíaca ântero-superior.
Coxa	Na porção inferior da coxa, num ponto médio, para maior visibilidade de todas as câmeras.
Joelho lateral	Pelo eixo de flexão/extensão de rotação do côndilo femoral lateral.
Joelho medial	Pelo eixo de flexão/extensão de rotação do côndilo femoral medial.
Perna	Na porção inferior da perna, num ponto médio, para maior visibilidade de todas as câmeras.
Tornozelo lateral	Através do eixo de flexão/extensão de rotação do maléolo lateral.
Tornozelo medial	Através do eixo de flexão/extensão de rotação do maléolo medial.
Pé	Centro do pé entre o 2 ^o e 3 ^o metatarso.
Calcâneo	Porção posterior do calcâneo na mesma altura em relação ao chão que o marcador do pé.

4.5 SISTEMA DE IMAGEM

4.5.1 Calibração do sistema de Imagem

Para realização do experimento foi realizada a calibração do sistema de imagem como demonstrado na figura 13.

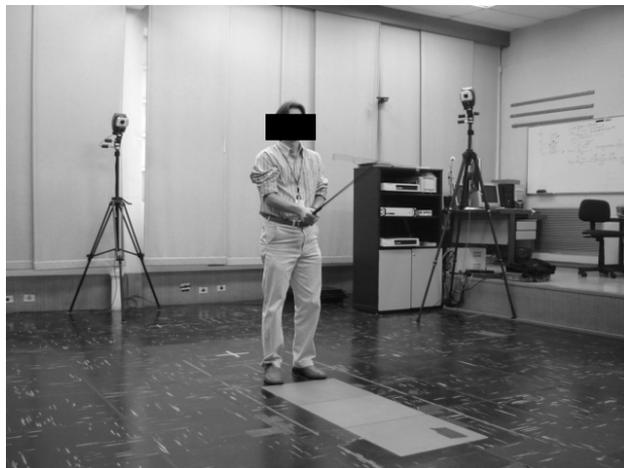


Figura 13: Calibração do Sistema de Imagem do Laboratório do Movimento da DMR – HC/FMUSP.

A calibração dinâmica do sistema consiste na convergência dos parâmetros intrínsecos das câmeras, pela posição destas em relação ao sistema de coordenadas do laboratório. (VIEL, 2001). Este procedimento leva alguns minutos e permite, que posteriormente sejam determinadas as trajetórias dos marcadores fixados ao voluntário. A precisão dos dados tridimensionais depende desta calibragem.

O procedimento de calibração consiste de duas etapas:

- 1) Na primeira é utilizado um quadro de calibração (com a estrutura em forma de L) (figura 14, A) contendo 4 marcadores refletivos separados por distâncias conhecidas. Este quadro é posicionado na origem do sistema de coordenadas do laboratório (neste caso foi adotado um dos vértices da plataforma 1) e alinhado a este sistema (figura 14, A e 18). Em seguida é registrada a imagem do quadro de calibração pelas 8 câmeras, por este procedimento são definidas as direções das coordenadas no eixo x , y e z do sistema de referência (figura 15).

2) A segunda etapa utilizada uma haste de calibração (figura 14, B) contendo três marcadores refletivos alinhados que devem ser movimentado de forma suave e rítmica em todo o volume de captação (figura 18). O sistema registra a trajetória dos marcadores refletivos da haste em relação ao sistema de referência global (quadro de calibração). Desse modo, a calibração dinâmica do sistema consiste na convergência dos parâmetros intrínsecos das câmeras (distância focal, escala efetiva em pixel/m) dos marcadores da haste em relação ao sistema de referência.

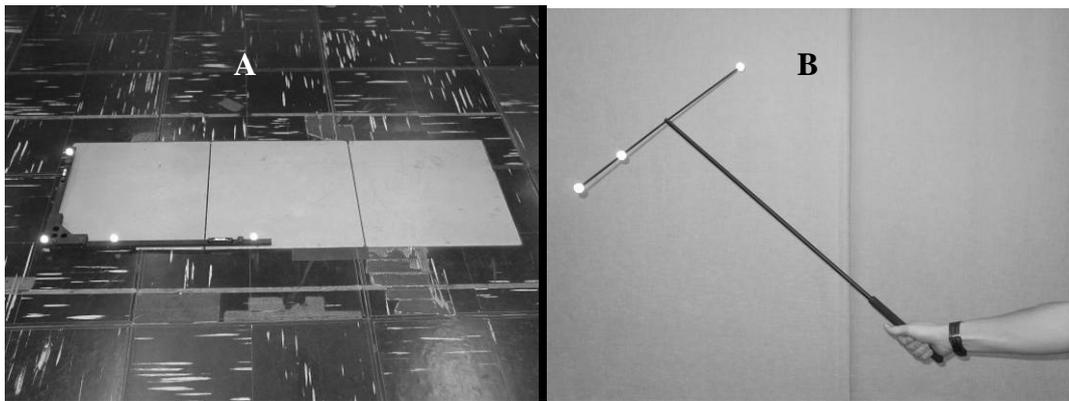


Figura 14: Quadro de calibração posicionado na plataforma 1 (A) e a haste de calibração (B).

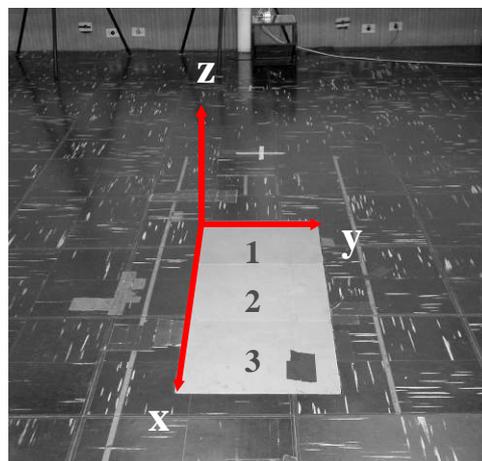


Figura 15 :Coordenadas dos eixos x , y e z adotadas em um dos vértices da plataforma1.

Com estas etapas o Software EVaRT 5.0 determina os parâmetros de calibração do sistema.

4.5.2 Descrição do sistema de Imagem

Para observação do movimento são necessários sensores que captam os marcadores esféricos refletivos, possibilitando a análise do deslocamento dos segmentos corporais, para isso o *Sistema Hawk Digital* desenvolvido pela Motion Analysis Corporation utiliza um software denominado EvaRT 5.0 que emprega quatro componentes: emissor, meio, refletor e receptor. Os emissores são compostos por lâmpadas ou LEDs que emitem luz-infravermelha. O meio de transmissão é o próprio ar. O refletor deve ser qualquer superfície espelhada, no caso os marcadores esféricos (figura 11). E como receptor, fotodiodos no caso as câmeras de vídeo (SAAD, 1997).

O sistema emissor e receptor é composto por 8 câmeras de vídeo que emitem simultaneamente luz infra-vermelha que são refletidos aos marcadores descrito acima, e que estão fixados sobre a pele do voluntário a ser examinado (figura 16) (SAAD, 1977).

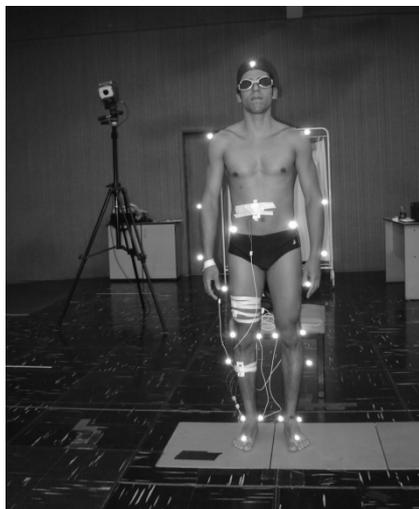


Figura 16: Marcadores esféricos refletivos sendo captados pelas câmeras de infravermelho durante a realização da tarefa.

O emissor de luz infra-vermelha incluído nas câmeras é composto por LEDs (figura 17, B) que circundam a lente das câmeras denominadas de receptores (figura 17, A). Dessa maneira o emissor e receptor cobrem sempre a mesma área (SAAD, 1997).

O receptor é uma câmera de vídeo com espectro de resposta sensível ao infra-vermelho. A câmera “varre” vários pontos do espaço de uma área determinada. Junto a cada câmera está acoplado um circuito de sincronismo e uma fonte de alimentação (SAAD, 1997). Essas câmeras possuem frequência de captação de dados de 200 Hz interligadas ao sistema de hardware.

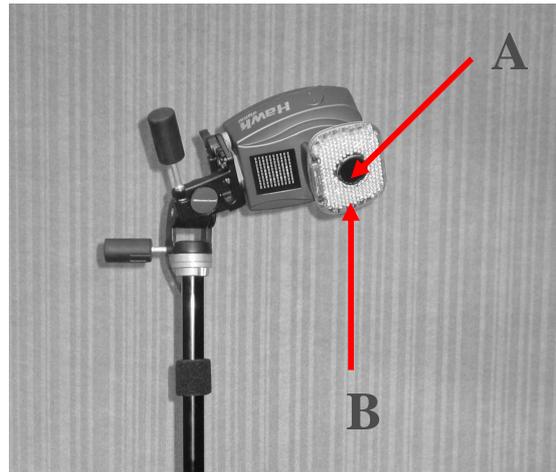


Figura 17: Câmera de vídeo utilizada no estudo. Observa-se o sistema receptor (A) e o sistema emissor (B).

As 8 câmeras foram posicionadas permitindo um volume de captação de aproximadamente 5.5m de comprimento, 1.5m de largura e 2.0m de altura do laboratório. Por este volume o sistema de imagens consegue captar e calcular as coordenadas dos marcadores esféricos como apresentado na figura 18.

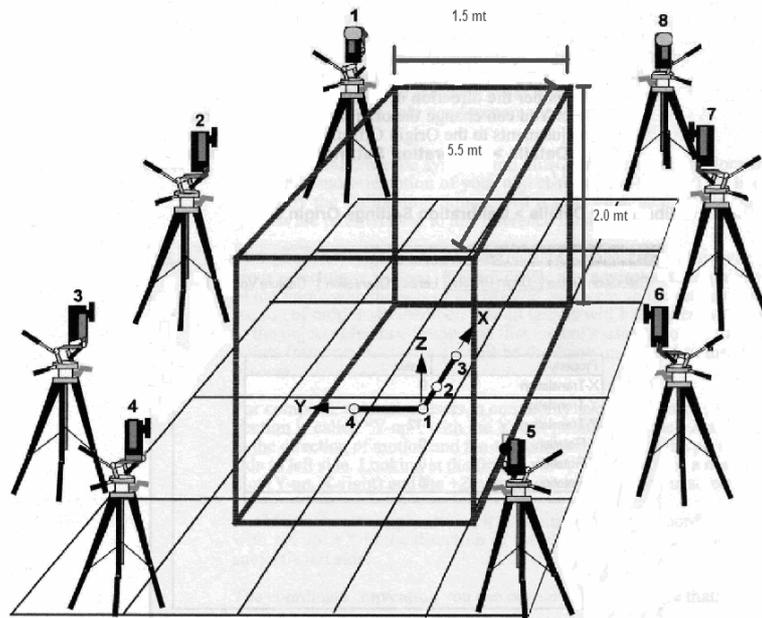


Figura 18: Demonstra o posicionamento das 8 câmeras e a dimensão do volume de captação representada pelas linhas vermelhas e as coordenadas dos eixos x , y e z adotadas pelo quadro de calibração (figura 14 A) ao centro.

As imagens sincronizadas das câmeras são enviadas ao computador e processadas no software EVaRT 5.0, que integra os sinais provenientes das câmeras e cria um modelo tridimensional do movimento estudado por fotogrametria, após um processamento manual pelo operador do programa, como demonstrado na figura 19. Com isso o EVaRT 5.0 fornece a posição de cada marcador nas coordenadas x , y e z tornando-se possível determinar o CM corporal e de cada segmento.

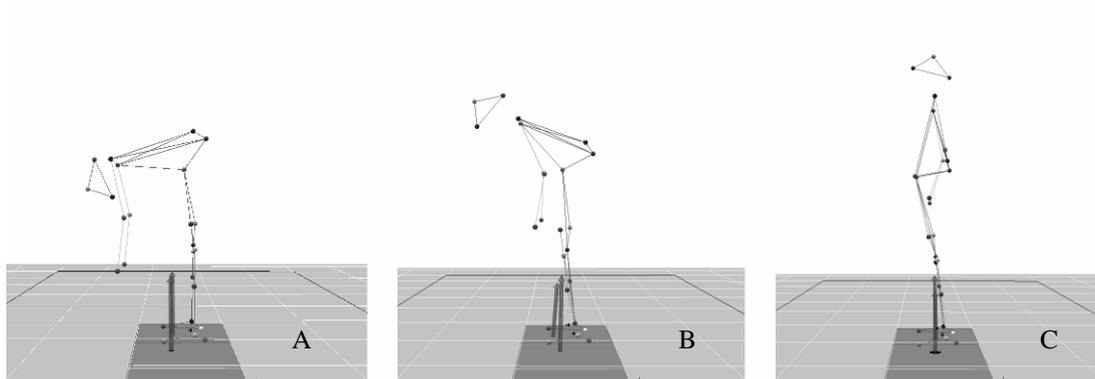


Figura 19: Demonstração do modelo tridimensional por fotogrametria do perfil esquerdo de um dos voluntários durante a sequência do movimento de extensão do tronco da posição inicial (A) para postura ereta (C). Os pontos coloridos representam os marcadores esféricos refletivos fixados nos pontos corporais segundo o modelo de Dempster (1955). As setas vermelhas representam a descarga de peso mensurada pelas plataformas de força (Cinética) durante a realização da tarefa que não serão descritas no presente estudo.

O voluntário se posiciona com o pé esquerdo sobre a plataforma 2 e o pé direito sobre a plataforma 3, de forma que permaneça olhando para o sentido da coordenada y que representa o plano antero-posterior das coordenadas. O plano lateral é representado pela coordenada x , e z representa a vertical como demonstrado na figura 20.

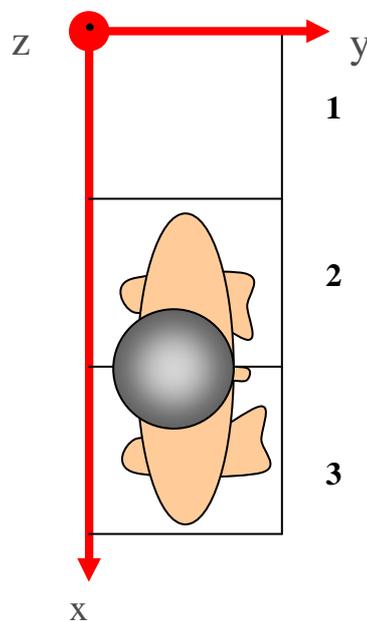


Figura 20: Referência das coordenadas x , y , e z do posicionamento do voluntário sobre a plataforma 2 e 3.

Os dados das coordenadas dos centros articulares foram amostrados a 200 Hz e filtrados com filtro Butterworth 4ª ordem com frequência de corte de 6 Hz (EVaART, 2006).

Os dados fornecidos pelo EVaART 5.0 são processados pelo sistema OrthoTrak 6.2, criando um arquivo em uma planilha do Microsoft Excel, denominado *TRBcoord, contendo a posição x , y , z dos 28 marcadores esféricos refletivos (tabela 4) e do CM de cada um dos 12 segmentos nas coordenadas x , y , z (tabela 5).

Os dados do arquivo *TRBcoord compõe uma planilha de 131 colunas e aproximadamente 1600 linhas como observado nas tabelas 4 e 5. As colunas 1 e 2 da tabela 4, representadas pela cor cinza escura correspondem aos “frames” (ou quadros) e o tempo, as colunas 3 a 86 (tabela 4) correspondem à posição de cada ponto ou segmento nos eixos x , y , z . As colunas 87 a 128 representam a posição do CM de cada segmento, e as colunas, 129, 130 e 131 correspondem a posição do CM corporal total como demonstrado na tabela 5.

Cada movimento de extensão do tronco gera um arquivo *TRBcoord, totalizando 10 arquivos por indivíduo (5 arquivos contendo as repetições do movimento com VP e 5 arquivos do movimento com PMV).

1	2	3	4	5	6	7	8	.
Frame	Time (sec)	L.ASI x	y	Z	L.KNEE.LAT x	Y	z	.
0	0	77.8768	8.3976	95.8153	77.1703	4.13	52.21	.
1	0.005	77.8728	8.4028	95.8143	77.1595	4.1191	52.213	.
2	0.01	77.868	8.4075	95.813	77.1459	4.1058	52.2194	.
3	0.015	77.862	8.4115	95.811	77.1276	4.0886	52.2306	.
.
.
.
1597	7.985	77.7172	28.5489	104.0208	77.1337	16.9595	53.6665	.

Tabela 4: Colunas 1 a 8 do arquivo *TRBcoord fornecidos pelo sistema OrthoTrak 6.2. Este arquivo demonstra a posição de cada marcador esférico nas coordenadas x , y , z em função do tempo (Linha 0 a 1597). Na coluna 3, 4 e 5 observa-se a posição do marcador posicionado na crista ilíaca esquerda (L.ASI), e na coluna 6, 7 e 8 a posição dos marcadores posicionados no joelho lateral esquerdo (L.KNEE.LAT).

.	87	88	89	90	91	92	129	130	131
.	Pelvis Center X	Y	Z	.	.	.	Whole Body CM X	Y	Z
.	91.1429	-2.8704	95.9867	.	.	.	90.6351	22.885	80.8651
.	91.1347	-2.8686	95.9846	.	.	.	90.6289	22.8814	80.8615
.	91.1261	-2.8674	95.9826	.	.	.	90.6225	22.8774	80.8582
.	91.1174	-2.867	95.9806	.	.	.	90.616	22.8726	80.8554
.	91.1092	-2.8676	95.9784	.	.	.	90.6095	22.8671	80.853

Tabela 5: A tabela demonstra o CM de cada segmento nas coordenadas x, y, z em função do tempo, fornecidos pelo sistema OrthoTrak 6.2 em arquivo *TRBcoord das colunas 87 a 131. As colunas 87, 88 e 89 fornecem o centro de massa da Pelve (Pelvis Center); Às colunas 129, 130 e 131 correspondem ao CM corporal total (Whole Body CM).

Nos parágrafos seguintes serão descritos o cálculo do CM e o momento de inércia obtidos por meio das tabelas 4 e 5.

4.6 CÁLCULO DO CENTRO DE MASSA E MOMENTO DE INÉRCIA SEGUNDO DEMPSTER

Como descrito anteriormente, a partir da aquisição dos dados pelo software EVaRT 5.0 e do processamento destes pelo sistema OrthoTrak 6.2, torna-se possível o cálculo do CM total e de cada segmento utilizando o modelo de Dempster (1955). A representação esquemática deste cálculo é observada na figura 21.

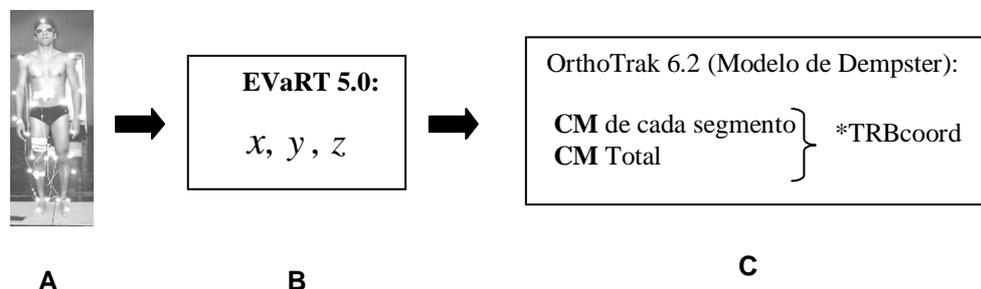


Figura 21: Esquema de pré-processamento para o cálculo do CM pelo sistema de captação: A) Os marcadores esféricos são captados pelas câmeras. B) O Software EVaRT 5.0 processa os dados captados, fornecendo a posição de cada marcador nas coordenadas x, y, z . C) Por meio destas coordenadas fornecidas pelo EVaRT 5.0 o sistema OrthoTrak 6.2 utiliza o modelo de Dempster para calcular o centro de massa gerando o arquivo *TRBcoord.

Por este modelo, elaborou-se uma tabela (anexo D) que determina a massa segmentar como proporção da massa corpórea total e a localização dos centros de massa e comprimentos do raio de giro como proporção do comprimento dos segmentos (raio de giro foi usado como uma medida indireta de cálculos de inércia rotacional) (ROBERTSON et al., 2004).

4.6.1 Centro de Massa

O método padrão para computar a massa do segmento consiste em pesar o sujeito e então multiplicar a massa total do corpo pela proporção de cada segmento que contribuem para o total (ROBERTSON et al., 2004).

A massa do segmento (m_s) é definida pela equação 28 como:

$$m_s = P_s m_{total} \quad (28)$$

Onde m_{total} é a massa do corpo total e P_s é a proporção da massa do segmento.

Nota-se que a soma de todos os valores P é igual a 1; por outro lado o cálculo do peso corpóreo deverá estar incorreto (ROBERTSON et al., 2004). Isto é (equação 29):

$$\sum_{i=1}^N P_s = 1.0 \quad (29)$$

Onde N é o número de segmentos corpóreos e i denota o segmento

Para o cálculo que será descrito a seguir, Dempster (1955) utiliza uma técnica que representa distância de cada ponto proximal e distal do segmento com o CM do segmento como proporção (R -valores) do comprimento do segmento (l), dados que o $r_{proximal}$ e r_{distal} são as distâncias dos pontos proximal e distal CM do segmento. Estas proporções podem ser definidas pelas equações 30 e 31 (ROBERTSON et al., 2004):

$$R_{proximal} = r_{proximal} / l \quad (30)$$

$$R_{distal} = r_{distal} / l \quad (31)$$

Para computar o CM do segmento, as coordenadas dos pontos proximais e distais dos segmentos devem ser quantificadas. Em cada um é selecionado o

$R_{proximal}$ e o R_{distal} , mas pelo consenso, o centro do segmento são usualmente definidos como uma proporção da distância proximal e distal como mostrado na figura 22. Estas equações (equação 32, 33 e 34) podem ser usadas para determinar as coordenadas x , y e z do centro do segmento (x_{cm} , y_{cm} , z_{cm}) (ROBERTSON et al., 2004).

$$x_{cm} = x_{proximal} + R_{proximal} (x_{distal} - x_{proximal}) \quad (32)$$

$$y_{cm} = y_{proximal} + R_{proximal} (y_{distal} - y_{proximal}) \quad (33)$$

$$z_{cm} = z_{proximal} + R_{proximal} (z_{distal} - z_{proximal}) \quad (34)$$

Onde $x_{proximal}$, $y_{proximal}$, $z_{proximal}$ e x_{distal} , y_{distal} , z_{distal} são as coordenadas do ponto proximal e distal. Nota-se pela tabela de Dempster (1955) (anexo D) que o $R_{proximal} + R_{distal} = 1.0$, porque eles representam o comprimento total do segmento. Contudo, a distância atual do final proximal para o CM ($r_{proximal}$) pode ser computado pela equação 35 (ROBERTSON et al., 2004):

$$r_{proximal} = R_{proximal} l \quad (35)$$

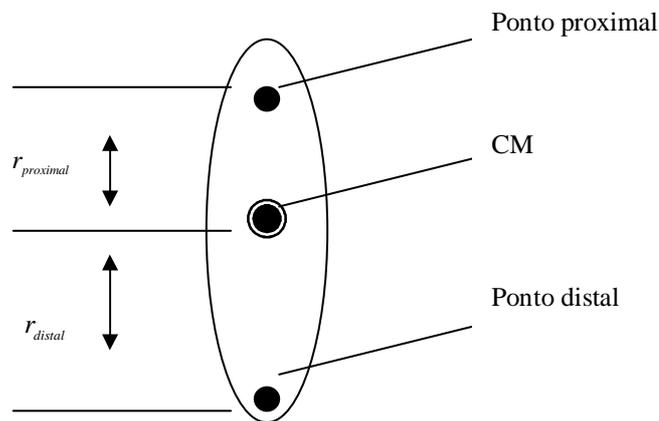


Figura 22: Centro de massa (CM) em relação aos pontos proximal e distal do segmento.

Para computar o CM do membro ou combinação de segmentos, uma média de segmentos que compõe o membro é computado. As equações 36, 37 e 38 definem este processo (ROBERTSON et al., 2004).

$$x_{membro} = \frac{\sum_{i=1}^N P_s x_{cm_s}}{\sum_{i=1}^N P_s} \quad (36)$$

$$y_{membro} = \frac{\sum_{i=1}^N P_s y_{cm_s}}{\sum_{i=1}^N P_s} \quad (37)$$

$$z_{membro} = \frac{\sum_{i=1}^N P_s z_{cm_s}}{\sum_{i=1}^N P_s} \quad (38)$$

Onde N é o número de segmentos no membro, $(x_{membro}, y_{membro}, z_{membro})$ representa o CM do membro, (x_{cm}, y_{cm}, z_{cm}) representa cada CM dos segmentos e P_s é a proporção de cada massa do segmento.

O CM corporal é computado de forma similar (equações 39, 40 e 41) (ROBERTSON et al., 2004)

$$x_{total} = \sum_{i=1}^N P_s x_{cm_s} \quad (39)$$

$$y_{total} = \sum_{i=1}^N P_s y_{cm_s} \quad (40)$$

$$z_{total} = \sum_{i=1}^N P_s z_{cm_s} \quad (41)$$

Onde $(x_{total}, y_{total}, z_{total})$ são as coordenadas CM corporal, (x_{cm}, y_{cm}, z_{cm}) são as coordenadas do CM dos segmentos, e i é o número de segmentos do corpo.

4.6.2 Momento de Inércia

O momento de inércia é a resistência da massa (m) para mudar o estado de movimento rotacional. Ele é necessário quando o movimento rotacional do corpo é investigado (ROBERTSON et al., 2004).

- *Momento de Inércia do Segmento*

O momento de inércia é definido matematicamente como a soma (integral) de partículas de massa ao quadrado em relação ao seu eixo de rotação (equação 42) (ROBERTSON et al., 2004).

$$I_{eixo} = \int r^2 dm \quad (42)$$

Onde r é a distância de da partícula de massa (dm) em relação ao eixo de rotação.

O momento de inércia inclui um método indireto de cálculo de raio de giro. Sendo o raio de giro uma distância que representa o quanto a massa do corpo rígido pode estar a partir de um eixo de rotação se esta massa for concentrada em um ponto.

Para computar o momento de inércia do segmento usando proporção do comprimento do segmento, primeiro computamos o raio de giro (equação 43) (ROBERTSON et al., 2004):

$$k_{eixo} = \sqrt{\frac{I_{eixo}}{m}} \quad (43)$$

Onde : k_{eixo} : Raio de giro de um corpo rígido ou segmento;

I_{eixo} é o momento de inércia sobre o eixo e m é a massa do corpo rígido ou segmento.

No caso de seres humanos, pode-se calcular o momento de inércia e raio de giro dos segmentos usando a tabela dos parâmetros dos segmentos corporais de Dempster (1955) (anexo D).

O raio de giro do segmento rodando sobre o CM pode ser computado (equação 44) (ROBERTSON et al., 2004):

$$k_{cm} = K_{cm} l \quad (44)$$

Onde k_{cm} é o raio de giro ;

K_{cm} é o comprimento do raio de giro como proporção do comprimento do segmento, l .

O momento de inércia principal do segmento pode ser computado pela equação 45 (ROBERTSON et al., 2004):

$$I_{cm} = mk_{cm}^2 \quad (45)$$

Onde: I_{cm} é o momento de inércia do segmento de rotações sobre o centro de gravidade do segmento;

m é a massa do segmento em quilogramas.

Nota-se que o momento de inércia do segmento em relação a um eixo arbitrário é igual ao momento de inércia principal do segmento, mais um termo igual para a massa do segmento multiplicado pela distância ao quadrado do eixo até o CM do segmento, como observado na equação 46 (ROBERTSON et al., 2004).

$$I_{eixo} = I_{cm} + mr^2 \quad (46)$$

Onde: I_{eixo} é o momento de inércia sobre o eixo arbitrário;

r é a distância do eixo até o CM.

Por meio da equação acima descrita (equação 46) pode-se obter as equações 47 e 48 (ROBERTSON et al., 2004):

$$I_{proximal} = I_{cm} + m(K_{proximal} \times l)^2 \quad (47)$$

$$I_{distal} = I_{cm} + m(K_{distal} \times l)^2 \quad (48)$$

Onde: $I_{proximal}$ e I_{distal} são os momentos de inércia proximal e distal;

m é a massa do segmento;

l é o comprimento do segmento.

- *Momento de Inércia Corporal Total*

Embora seja raramente usada em biomecânica, ocasionalmente um pesquisador necessita computar o momento de inércia corporal total. Isso é tentador para simplificar a junção de todos os momentos de inércia centroidal dos segmentos (I_{cm}), mas isso ignora o fato de que cada segmento tem uma localização diferente para os CM. O teorema do eixo paralelo deve ser aplicado para cada segmento onde a distância entre cada CM dos segmentos e o CM corporal total necessita ser calculado (ROBERTSON et al., 2004).

Conseqüentemente o momento de inércia centroidal corporal total (I_{total}) é a soma de cada momento de inércia centroidal do segmento (I_{cm}) mais termos de transferência baseado no teorema do eixo paralelo (ROBERTSON et al., 2004). Demonstrado pela equação 49:

$$I_{total} = \sum_{s=1}^S I_{cm} + \sum_{s=1}^S m_s r_s^2 \quad (49)$$

Onde S é o número de segmentos e r_s é a distância entre o CM corporal total e o CM de cada segmento.

Se isso se torna necessário computar o momento de inércia corporal total sobre um eixo secundário (I_{eixo}), o teorema do eixo paralelo pode ser aplicado novamente (ROBERTSON et al., 2004). Como demonstrado na equação 50:

$$I_{eixo} = I_{total} + mr^2 \quad (50)$$

Onde r é a distância entre o CM corporal total e o eixo secundário.

Nota-se que este momento de inércia pode ser calculado diretamente como descrito na equação 51:

$$I_{eixo} = \sum_{s=1}^S I_{cm} + \sum_{s=1}^S m r_s^2 \quad (51)$$

Onde r_s é a distância entre os centros dos segmentos e o eixo secundário (eixo).

4.6.3 Tensor de inércia

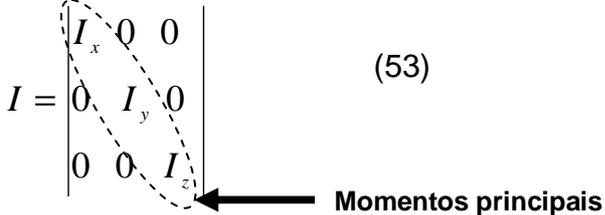
Para calcular o momentos de inércia tridimensional (3D), um momento de inércia tensor ($[I]$) é usado. Este tensor é uma matriz 3x3 (equação 52) (ROBERTSON et al., 2004):

$$I = \begin{vmatrix} I_x & P_{xy} & P_{xz} \\ P_{yx} & I_y & P_{yz} \\ P_{zx} & P_{zy} & I_z \end{vmatrix} \quad (52)$$

Onde, os elementos diagonais (I_x, I_y, I_z) são chamados de momentos de inércia e os elementos fora da diagonal principal (P) são chamados de produtos de inércia.

Em geral, os nove elementos deste tensor devem ser medidos, computados, ou estimados para definir, por exemplo, o momento resultante da força.

Esta situação é simplificada usando um sistema de eixo alinhado com os eixos anatômicos longitudinal, transversal e sagital do segmento, reduzindo o tensor da inércia para uma matriz diagonal na qual todos os produtos de inércia são zero. Ou seja, o tensor de inércia é reduzido para (ROBERTSON et al., 2004) (equação 53):

$$I = \begin{pmatrix} I_x & 0 & 0 \\ 0 & I_y & 0 \\ 0 & 0 & I_z \end{pmatrix} \quad (53)$$


Momentos principais

Desta forma, apenas os elementos ao longo da diagonal principal precisam ser computados e são denominados momentos principais de inércia (demonstrados pela seta da equação 53), dados pelo modelo antropométrico (ROBERTSON et al., 2004).

4.7 ANÁLISE DOS DADOS

4.7.1 Critério para Determinar os Intervalos Antes e Após a Auto-perturbação

Inicialmente foi realizada a pré-análise dos dados dos arquivos cinemáticos (*TRBCoord), com objetivo de determinar os intervalos antes e após a auto-perturbação, tornado-se possível separar e nomear a tarefa de extensão do tronco para a postura ereta em três etapas: 1) pré-perturbação (intervalo que antecede o movimento de extensão do tronco), 2) perturbação (movimento de extensão do tronco ou auto-perturbação) e 3) pós-perturbação (posição ortostática após a auto-

perturbação, no qual o voluntário permanece imóvel até completar o tempo de 8 segundos) como demonstra a figura 23.

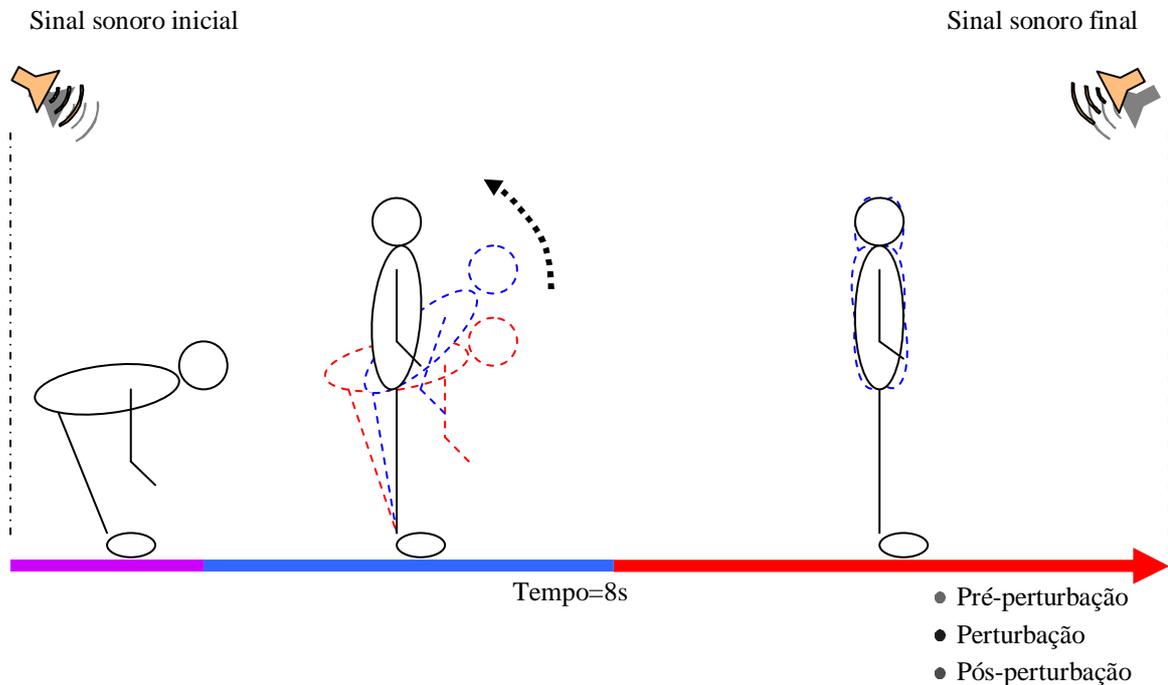


Figura 23: Representação esquemática dos intervalos da tarefa (extensão do tronco para a postura ereta) no tempo de 8s. Observa-se após o sinal sonoro inicial a pré-perturbação, representada pela linha lilás. Logo em seguida, a perturbação (auto-perturbação) representada pela linha azul e a pós-perturbação, representada pela linha vermelha, que finaliza a tarefa no tempo de 8 segundos pelo sinal sonoro final.

Para eleger o instante inicial e final das 3 etapas da tarefa descritas acima, utilizou-se o método de Costa et al. (2008a), para isso foi utilizado o software Matlab 7.0 (Mathworks, Inc.) para determinar o intervalo antes e após auto-perturbação, baseado das variáveis da posição e velocidade do CM corporal na coordenada z . Este critério foi utilizado recentemente por outros autores para a análise da mesma tarefa (COSTA et al., 2008b; BITTENCOURT et al. 2008) e mostrou-se eficiente na separação dos respectivos intervalos.

4.7.2 Processamento para o Cálculo do Trabalho Mecânico

Aplicando a equação de Arampatzis et al. (2000) (equações 27 e 27.1), tornou-se possível a quantificação do presente estudo por um programa elaborado no ambiente Matlab 7.0 (Mathworks , Inc):

A) Inicialmente são definidas no programa as constantes que serão utilizadas durante o processamento dos dados; sendo estas a constante gravitacional (g) a frequência de aquisição do sistema ($freq$) a frequência de corte do filtro (fc). Definiu-se ainda uma variável para a massa (m_c) e a altura englobando todos os sujeitos.

B) Para o cálculo da E_{tot} (energia mecânica absoluta de todos os segmentos) segue a sequência a seguir:

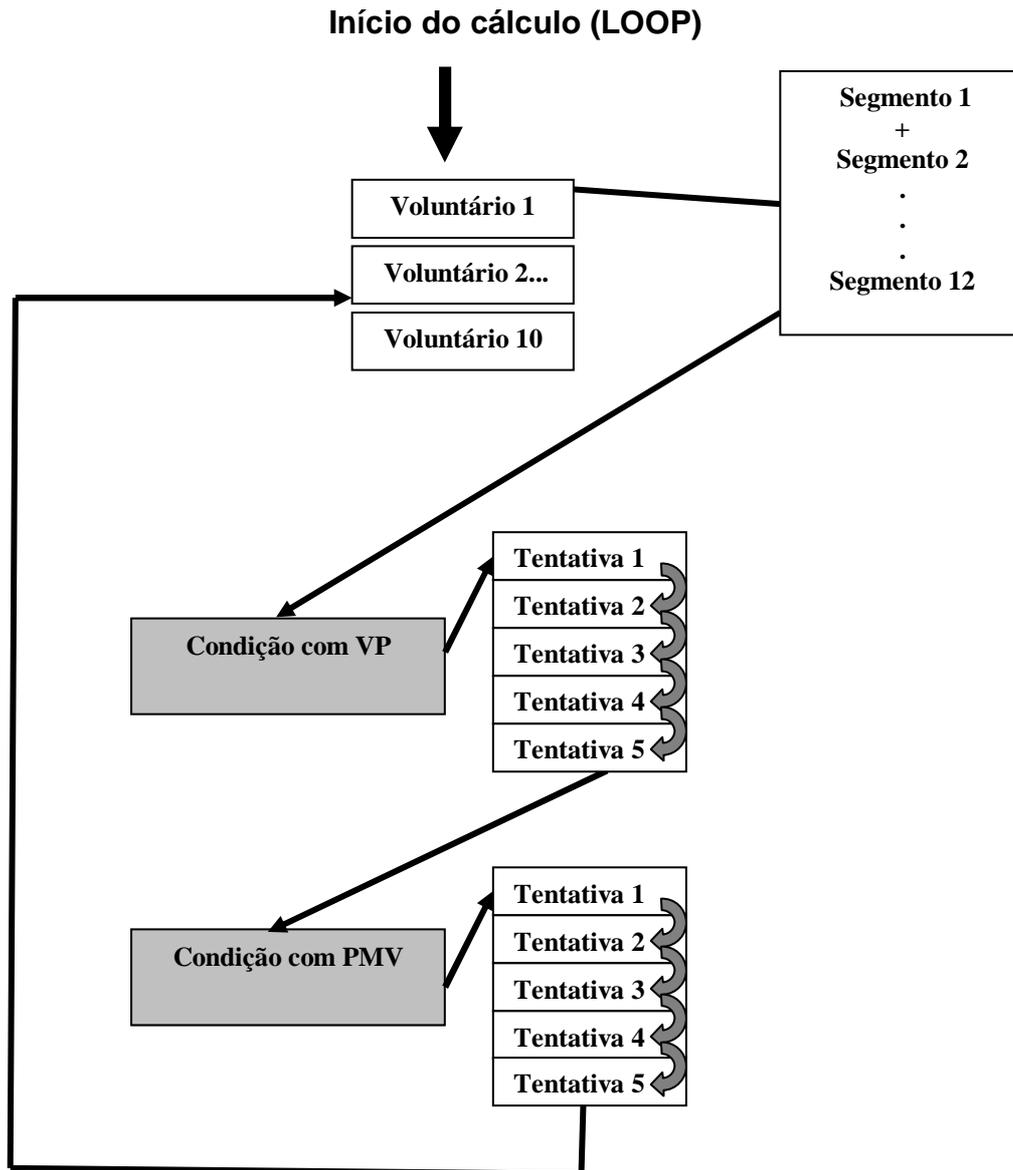


Figura 24: Seqüência do cálculo W utilizado pelo software Matlab 7.0. Inicialmente seleciona o voluntário 1 e todos os segmentos do mesmo para a tentativa de 1 a 5 para a condição com VP, e posteriormente para as tentativas de 1 a 5 para a condição com PMV. Finalizando, reinicia a mesma seqüência para o voluntário 2 e na seqüência para os outros voluntários. Esta seqüência é chamada no ambiente de programação de "LOOP".

C) Os dados são filtrados por um filtro Butterworth passa-baixa de 6ª ordem com frequência de corte de 10 Hz.

D) Após filtrados os dados, utiliza-se para cada membro os parâmetros antropométrico de Dempster (1955) para o cálculo da massa de cada segmento, utilizando o Matlab 7.0.

E) Para o cálculo da E_{tot} foi utilizado a equação 54:

$$E_{tot} = m_{membro} \frac{r\omega^2}{2} + m_{membro} gz + m_{membro} \frac{v^2}{2} \quad (54)$$

Onde: r raio de giro; ω^2 a velocidade angular, g gravidade, v velocidade.

Calculado a E_m de cada membro para um determinado sujeito, a energia mecânica absoluta será a soma destas energias (equação 55):

$$\frac{E_m}{m} = \sum E_{m_{membro}} \quad (55)$$

Onde: $\frac{E_m}{m}$ energia mecânica normalizada pela massa

F) Para o cálculo da velocidade linear utilizou-se a posição do CM dada pelo arquivo denominado *TRcoord (tabela 4 e 5 demonstrada anteriormente neste capítulo). Como a velocidade é a derivada da posição no tempo para o seu cálculo utilizou-se as equações 56, 57 e 58:

$$\text{Para x: } v_x = \frac{x_{i+1} - x_i}{\Delta t} \text{ para } i - \text{ésimo quadro} \quad (56)$$

$$\text{Para y: } v_y = \frac{y_{i+1} - y_i}{\Delta t} \text{ para } i - \text{ésimo quadro} \quad (57)$$

$$\text{Para z: } v_z = \frac{z_{i+1} - z_i}{\Delta t} \text{ para } i - \text{ésimo quadro} \quad (58)$$

Onde Δt é o inverso da frequência de aquisição que é de 200 quadros por segundo.

A velocidade linear tridimensional (3D) é dada pela raiz quadrada da soma das coordenadas ao quadrado (equação 59):

$$v_i = \sqrt{v_{x_i}^2 + v_{y_i}^2 + v_{z_i}^2} \quad (59)$$

G) Com esta variável é possível calcular a E_{CT} .

H) Para a E_{CR} , é necessário calcular as variáveis da velocidade angular e raio de giro:

I) O cálculo da velocidade angular é dado pelas equações 60, 61 e 62:

$$\text{Para x: } \omega_x = \frac{\Theta_{x_{i+1}} - \Theta_{x_i}}{\Delta t} \text{ para } i - \text{ésimo quadro} \quad (60)$$

$$\text{Para } y: \omega_y = \frac{\Theta_{y_{i+1}} - \Theta_{y_i}}{\Delta t} \quad \text{para } i - \text{ésimo quadro} \quad (61)$$

$$\text{Para } z: \omega_z = \frac{\Theta_{z_{i+1}} - \Theta_{z_i}}{\Delta t} \quad \text{para } i - \text{ésimo quadro} \quad (62)$$

Onde: Θ é o tensor de inércia; Δt é o inverso da frequência de aquisição que é de 200 quadros por segundo.

A velocidade angular 3D é dada pela raiz quadrada da soma das coordenadas ao quadrado (equação 63):

$$\omega = \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2 + \omega_z^2} \quad (63)$$

O raio de giro é calculado em relação as coordenadas do quadril, como demonstrado pela figura 9 deste capítulo, onde as coordenadas do CM de cada membro é subtraída das coordenadas do CM do quadril.

O momento de inércia pode ser definido pelo produto entre o raio de giro ao quadrado e a massa de cada membro.

J) Com isso torna-se possível o cálculo da E_{tot} do sistema.

K) Obtida a E_{tot} , a mesma é subdividida nos três intervalos (pré-perturbação, perturbação e pós-perturbação), instantes estes que foram definidos pelo método de Costa et al. (2008).

L) Dividido os respectivos intervalos, estes foram normalizados no tempo entre de 0 a 100%.

M) Posteriormente, o programa calcula o W_{tot} por intermédio da equação 26 e 26.1 de Arampatzis et al. (2000). Para tanto, faz-se um ajuste polinomial de 10ª ordem dos dados da $E_{tot}(t)$. Deriva-se este polinômio, para posteriormente retificar o sinal (propiciando somente os valores absolutos). Por fim, pela função do Matlab trapz, calcula-se o W_{tot} pela integral da derivada do polinômio da E_{tot} entre os intervalos do estudo.

N) Finalizando é efetuado o cálculo das médias e desvio padrão das energias, velocidade e posição.

4.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística para quantificar o \bar{W} dos 10 voluntários obtido nas 5 tentativas para as condições com VP e PMV nos três intervalos da tarefa, foi realizada em duas etapas: intragrupo (1ª etapa) e intergrupos (2ª etapa), para isso foi realizado um programa no ambiente Matlab 7.0 (Mathworks, Inc.).

A análise intragrupo, consiste na investigação da variância \bar{W} dos 10 voluntários obtido ao longo das nas 5 tentativas para as condições com VP e PMV, para isso utilizou-se análise de variância unidirecional (ANOVA). A análise intergrupos consiste na comparação \bar{W} dos 10 voluntários para cada tentativa entre os grupos de VP e PMV, e foi conduzida pelo teste t de *Student* (SIDIA, 2003).

Estas análises, podem ser melhor compreendidas pelo organograma da figura 25.

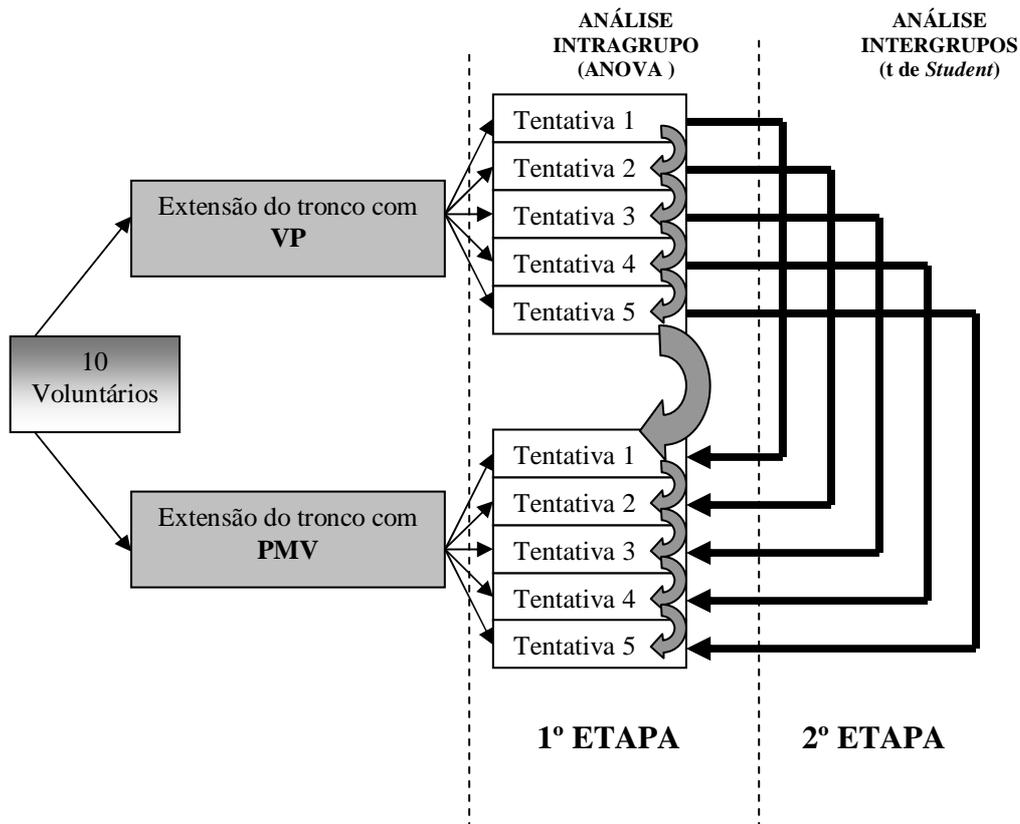


Figura 25: Organograma que representa a análise estatística pela ANOVA e teste t de *Student* para o \bar{W} dos 10 voluntários obtido nas 5 tentativas com VP e PMV, realizada nos três intervalos da tarefa.

Estas análises são apresentadas no capítulo seguinte.

5 RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados os resultados do W para os 10 voluntários obtido a partir de 5 tentativas para as condições com VP e PMV durante os três intervalos da tarefa (pré-perturbação, perturbação e pós-perturbação).

Pelo método 3 de Arampatzis et al. (2000) (equação 27 e 27.1), descrito na metodologia, foi obtida a E_{tot} (energia mecânica específica total, obtida pelo modelo de 12 segmentos) (figura 27 A4, B4 e C4) e pelo método 2 do mesmo autor (anexo E) foi obtida E_{CM} (energia mecânica específica do centro de massa) (figura 27 A3, B3 e C3) nos 3 intervalos da tarefa e logo, de posse destes dados foi obtido o W_{tot} (trabalho mecânico do modelo de 12 segmentos) e W_{CM} (trabalho mecânico do centro de massa) permitindo a comparação dessas grandezas entre os grupos (VP e PMV). A quantificação do presente estudo será conduzida pelos 2 métodos de Arampatzis et al. (2000) para uma análise comparativa, porém o principal enfoque será pelo método 3, que é o mais completo, pois permite o cálculo W do CM de cada segmento corporal; já o método 2 permite visualizar a velocidade e posição dos voluntários pelo deslocamento do CM que são variáveis relevantes para a compreensão da tarefa.

A análise pelas variáveis da posição e velocidade do CM (cinemática), bem como das energias e W obtidos pelos 2 métodos nos 3 intervalos da tarefa, serão descritas nos próximos parágrafos.

5.1 ANÁLISE PRÉVIA

Inicialmente, é apresentada a análise cinemática da tarefa para um voluntário, durante uma tentativa na condição com VP, nos intervalos da pré-perturbação, perturbação e pós-perturbação. Com esta análise, torna-se possível compreender pelas variáveis da posição e velocidade do CM na coordenada z o comportamento de um voluntário durante a extensão do tronco para a postura ereta.

Na sequência, serão descritas as análises das energias (E_{tot} , E_{CM}), W (W_{tot} , W_{CM}), e análise estatística. A coordenada no eixo z foi escolhida para esta análise pois representa a coordenada de maior deslocamento do CM dos voluntários.

5.1.1 Análise Cinemática da Tarefa para um Voluntário

A figura 26 descreve o movimento de extensão do tronco para a postura ereta de uma tentativa pelas variáveis da posição e velocidade do CM no intervalo de tempo de 2 segundos, e os respectivos instantes da pré-perturbação, perturbação e pós-perturbação. O tempo de 2s foi utilizado para esta análise por permitir melhor visualização das variáveis, porém o tempo total da tarefa foi de 8 segundos.

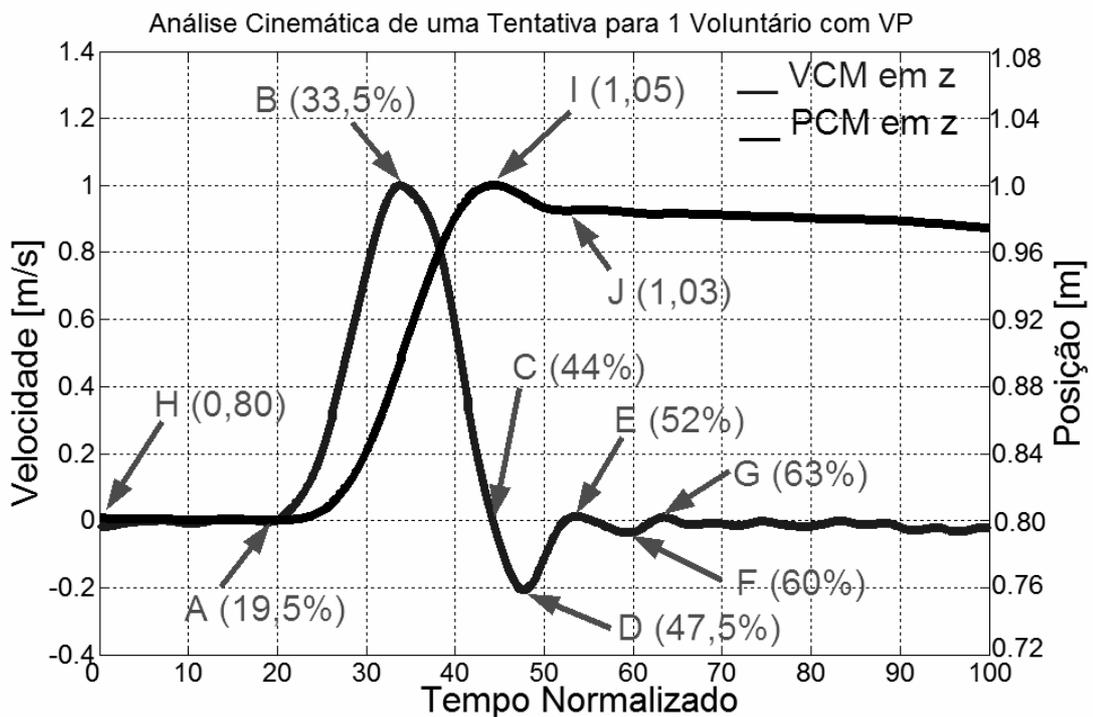


Figura 26: Análise cinemática da extensão do tronco para a postura ereta de um voluntário para uma tentativa durante o intervalo de tempo normalizado de 2 s. A linha azul representa a velocidade do vetor posição do CM (VCM em z) e a linha preta a posição do CM (PCM em z) em relação ao eixo de referência adotado, ambos na coordenada z , onde, A: é o ponto que representa o final da pré-perturbação e início da perturbação pela variável da velocidade; B: velocidade máxima atingida pelo voluntário durante a perturbação; C: final da extensão do tronco e início da hiper-extensão representada pela variável da velocidade; D: velocidade máxima atingida durante a hiper-extensão; E: final da hiper-extensão e início da flexão do tronco, representando o final da perturbação e início da pós-perturbação; F: velocidade máxima atingida durante a flexão do tronco; G: final da flexão do tronco; H: início da tarefa pela variável da posição; I: início da hiper-extensão pela variável da posição; J: final da hiper-extensão pela variável da posição, no qual representa o final da perturbação e início da pós-perturbação.

A pré-perturbação observada na figura 26 representa o intervalo no qual o voluntário está com o tronco fletido e o braço ao longo do corpo, este intervalo antecede a extensão do tronco e o CM encontra-se a uma distância de 0,80 m em relação ao eixo de referência que se encontra no chão (figura 14, A; capítulo 4) como é possível observar pela seta H da linha preta que representa a variável da posição. Esta etapa da tarefa pode ser observada pela variável da velocidade entre o tempo inicial (0%) e 19,5% do intervalo de tempo (seta A), instante no qual a velocidade começa a aumentar e inicia a extensão do tronco (perturbação).

A perturbação representa a extensão do tronco para a postura ereta em máxima velocidade, seguida de uma hiper-extensão. Esta etapa está determinada na figura 26 pela seta A (19,5% do intervalo de tempo) e a seta E (52% do intervalo de tempo). Observa-se pela variável da velocidade (linha azul) que em 33,5% do intervalo de tempo (seta B) o CM do voluntário atinge velocidade máxima. Após este intervalo de tempo ocorre a diminuição gradual da velocidade, cruzando a linha zero do eixo z ($v=0$) em 44,5% (seta C), atingindo valores negativos (início da hiper-extensão do tronco), atingindo um pico em 47,5% (seta D). Após atingir o pico do valor negativo da velocidade, inicia uma diminuição gradual desta até o valor zero da coordenada z em 52,0% do intervalo de tempo (seta E), intervalo que representa o início da pós-perturbação. A seta I demonstra o início da hiper-extensão pela variável da posição (linha preta), onde o CM encontra-se em 1,05 m (voluntário em postura ereta), e a seta J o final desta, intervalo no qual o CM fica 2 cm mais baixo (1,03 m). A hiper-extensão ocorreu devido ao movimento realizado em máxima velocidade e está determinado pelas setas C, D e E (44 à 52% do intervalo de tempo).

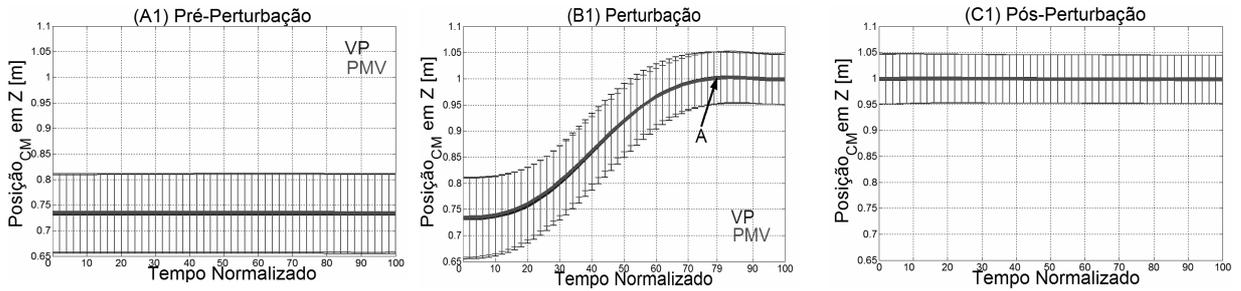
A pós-perturbação representa o intervalo após a auto-perturbação (extensão do tronco em máxima velocidade), no qual o voluntário tenta restabelecer o controle postural no momento que assume a postura ereta, realizando uma discreta flexão do tronco (como um “freio”), e pode ser observada na figura 26 pela linha azul da variável da velocidade e delimitada pela seta E em 52,0% do intervalo de tempo até o tempo final (100% do intervalo de tempo). Quanto ao intervalo delimitado pelos pontos E (52% do intervalo de tempo), F (62% do intervalo de tempo) e G (63% do intervalo de tempo) da linha azul da velocidade (intervalo no qual o voluntário atinge novamente valores negativos e retorna para os valores zero) representam a flexão de tronco, que foi realizada na tentativa de reduzir a velocidade após o movimento

de extensão do tronco seguido de uma hiper-extensão; o ponto E representa o início da flexão ($v=0$), F o ponto onde atinge o maior pico do valor negativo durante a flexão e G o final da flexão.

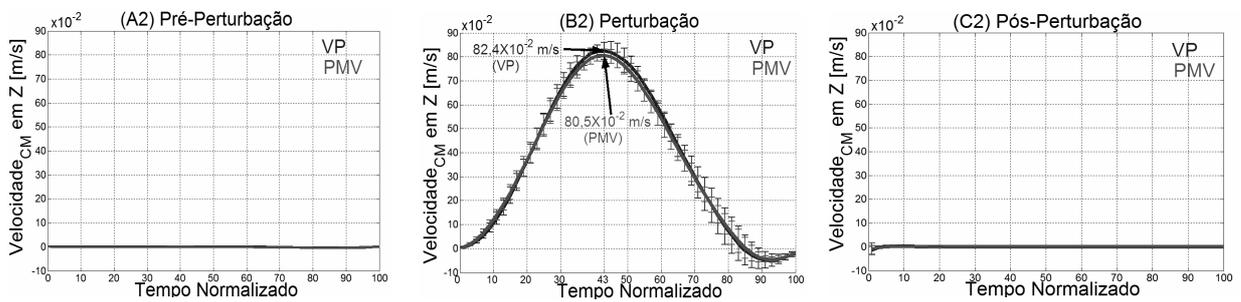
5.1.2 Comparação dos métodos

A figura 27 demonstra a média e o desvio padrão da posição do CM pela coordenada z , velocidade do CM pela coordenada z , E_{tot} e E_{CM} dos voluntários nos os três intervalos da tarefa para as condições com VP e PMV. As variáveis cinemáticas (velocidade e posição do CM) foram incluídas nesta análise para melhor compreensão dos valores das energias obtidas durante a tarefa.

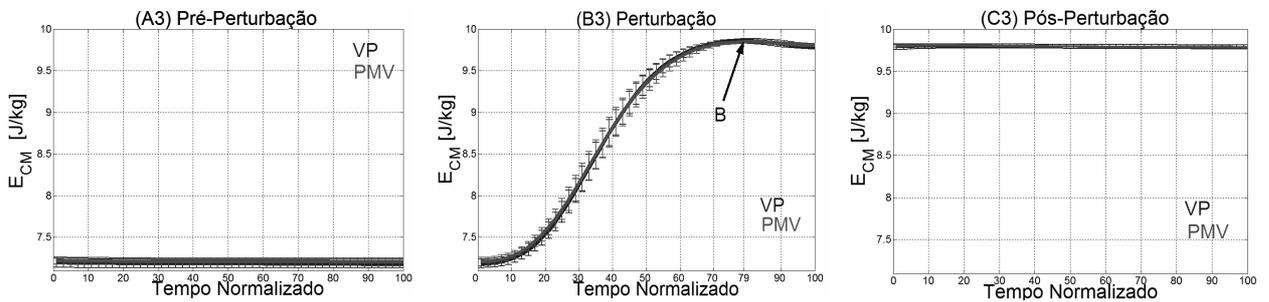
1-Posição (z)



2-Velocidade (z)



3- E_{CM}



4- E_{tot}

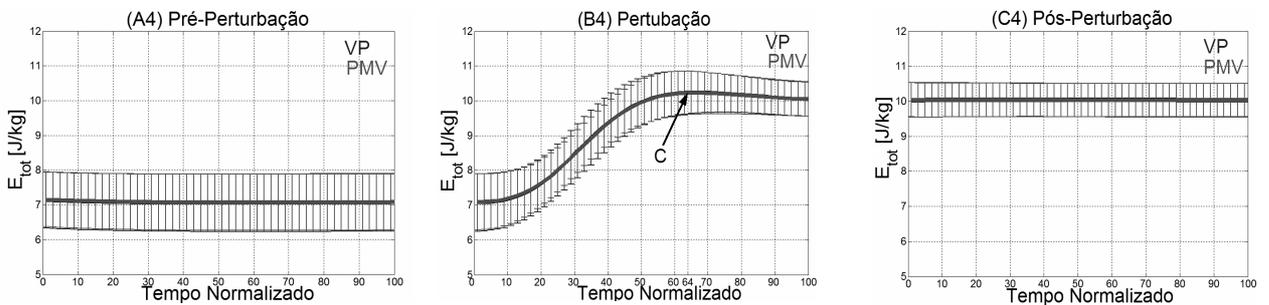


Figura 27: Média e desvio padrão da posição do CM (primeira fileira), velocidade do CM (segunda fileira), E_{CM} (terceira fileira) e E_{tot} (quarta fileira) nos intervalos pré-perturbação (coluna 1), perturbação (coluna 2) e pós-perturbação (coluna 3) em tempo normalizado.

Pela figura 27 é possível observar nos intervalos da pré-perturbação (primeira coluna da figura 27), perturbação (segunda coluna da figura 27) e pós-

perturbação (terceira coluna da figura 27) que a média e o desvio padrão mantiveram-se ao longo do tempo com os mesmos valores para as variáveis da posição (primeira fileira da figura 27) e velocidade do CM em z (segunda fileira da figura 27) bem como para a E_{CM} (terceira fileira da figura 27) e E_{tot} (quarta fileira da figura 27).

As variáveis e energias acima mencionadas serão descritas e comparadas nos parágrafos seguintes.

- *Posição do CM em z*

Na análise da tarefa pelo vetor posição do CM na coordenada z (primeira fileira da figura 27) é possível observar que os voluntários iniciaram a pré-perturbação (0% do intervalo de tempo) (figura 27, A1) com o CM em uma altura de 0,73m ($\pm 0,07$ para a condição com VP e PMV). A altura máxima do vetor posição CM é atingida no intervalo da perturbação em 79% do intervalo de tempo (seta A da figura 27, B1) (intervalo que os voluntários atingem a posição ereta, descrito na figura 26) , sendo de 0,99m ($\pm 0,04$ para as condições com VP e PMV); esta altura é mantida constante no intervalo da pós-perturbação para ambas as condições (figura 27, C1).

- *Velocidade do CM em z*

Pela análise da velocidade do CM na coordenada z é possível observar que os voluntários atingiram um pico de velocidade em 43% do intervalo da perturbação (figura 27, B2) sendo de $82,43 \times 10^{-2}$ m/s ($\pm 3,53 \times 10^{-2}$) para a condição com VP e $80,50 \times 10^{-2}$ m/s ($\pm 2,48 \times 10^{-2}$) para a condição com PMV. Nos intervalos da pré-perturbação (figura 27, A2) e pós-perturbação (figura 27, C2) a velocidade é mantida com valores próximos de zero durante todo intervalo de tempo.

- *E_{CM} e E_{tot}*

Pela análise da E_{CM} (terceira fileira da figura 27) e E_{tot} (quarta fileira da figura 27), é possível observar para a E_{CM} no intervalo da pré-perturbação (figura 27, A3) que os voluntários mantiveram um valor de energia constante durante todo intervalo de tempo para ambas as condições, sendo de 7,20 J/Kg ($\pm 0,05$ para a condição com VP e $\pm 0,04$ para a condição com PMV); e para a E_{tot} no mesmo intervalo (figura 27, A4) os valores também foram mantidos constantes por todo

intervalo de tempo para ambas as condições, sendo de 7,07 J/Kg ($\pm 0,82$) para a condição com VP e 7,08 J/Kg ($\pm 0,80$) para a condição com PMV.

No intervalo da perturbação é possível observar pela E_{CM} (figura 27, B3) que ocorre um aumento gradual da energia para ambas as condições até 79% do intervalo de tempo, observado pela seta B (figura 27, B3) que indica o início da hiper-extensão (descrito anteriormente pela figura 26), atingindo valores de 9,85 J/Kg ($\pm 0,03$) para a condição com VP e 9,84 J/Kg ($\pm 0,01$) para a condição com PMV; após este intervalo ocorre uma diminuição da E_{CM} finalizando o intervalo da perturbação (100% do intervalo de tempo) com valores médios de 9,79 J/Kg ($\pm 0,03$) para a condição com VP e 9,80 J/Kg ($\pm 0,01$) para a condição com PMV. Para a E_{tot} no mesmo intervalo (figura 27, B4) também ocorre um aumento gradual da energia, atingindo um pico em 64% do intervalo de tempo, observado pela seta C (figura 27, B4) (intervalo da hiper-extensão, descrito na figura 26) atingindo valores de 10,23 J/Kg ($\pm 0,61$) para a condição com VP e 10,21 J/Kg ($\pm 0,62$) para a condição com PMV; após este intervalo ocorre uma diminuição da E_{tot} finalizando o intervalo da perturbação (100% do intervalo de tempo) com o mesmo valor médio para ambas as condições, sendo de 10,04 J/Kg ($\pm 0,48$) para a condição com VP e $\pm 0,49$ para a condição com PMV).

No intervalo da pós-perturbação é possível observar pela E_{CM} (figura 27, C3) que os voluntários mantiveram o valor da energia constante ao longo do intervalo de tempo, sendo de 9,79 J/Kg ($\pm 0,03$) para a condição com VP e 9,80 J/Kg ($\pm 0,01$) para a condição com PMV; e para a E_{tot} do mesmo intervalo (figura 27, C4) os valores também foram mantidos constantes por todo intervalo de tempo, sendo de 10,03 J/Kg ($\pm 0,49$) para a condição com VP e 10,04 J/Kg ($\pm 0,50$) para a condição com PMV.

- *Comparação dos métodos*

Pela análise da figura 27 constatou-se na comparação da E_{CM} (figura 27; A3, B3 e C3) e E_{tot} (figura 27; A4, B4 e C4) que o maior valor de energia foi obtido para ambas as energias no intervalo da pós-perturbação durante todo intervalo de tempo (figura 27, C3 e C4), seguido da perturbação (figura 27, B3 e B4) e pré-perturbação (figura 27, A3 e A4). Observa-se também, que os valores obtidos pela

E_{tot} (figura 27; A4, B4 e C4) nos 3 intervalos da tarefa apresentam-se discretamente maiores quando comparados com aos valores da E_{CM} nos mesmos intervalos (figura 27; A3, B3 e C3), porém esta diferença é irrelevante, pois os valores obtidos pelos dois métodos são muito semelhantes, apresentando forte correlação linear, como é possível observar na figura 28 da análise do W que será descrita nos parágrafos seguintes .

Nesta análise comparativa, constatou-se também que o método que calcula a E_{tot} (figura 27; A4, B4 e C4) apresentou maior variabilidade de energia quando comparado com o método que calcula a E_{CM} (figura 27; A3, B3 e C3) nos respectivos intervalos da tarefa . Além disso, a E_{tot} atingiu o pico em menor intervalo de tempo (64% do intervalo de tempo) (figura 27, B4) quando comparada com a E_{CM} (79% do intervalo de tempo) (figura 27, B3).

Os valores da E_{CM} e E_{tot} foram obtidos com velocidades abaixo de 1 m/s, como observado na figura 27 (A2, B2, C2) que representa a velocidade do CM dos 10 voluntários para ambas as condições na coordenada z nos 3 intervalos da tarefa. Dessa forma conclui-se, que o método 3 descrito por Arampatzis et al. (2000) foi devidamente empregado para o cálculo do W , sendo este apropriado para velocidades abaixo de 2,5m/s.

Nos parágrafos seguintes, serão apresentados os resultados do W_{CM} e W_{tot} obtidos durante os intervalos da pré-perturbação, perturbação e pós-perturbação.

5.2 TRABALHO MECÂNICO

Por meio da equação do anexo E, tornou-se possível o cálculo do W_{CM} (apêndices A, B e C) e pela equação 27 e 27.1 o W_{tot} (tabelas 6, 7 e 8) dos voluntários (ARAMPATZIS et al., 2000).

As médias e os desvios padrões do W_{tot} dos voluntários nos três intervalos da tarefa para as condições com VP e PMV podem ser observados nas tabelas abaixo.

Tabela 6: W_{tot} (J/kg) de cada voluntário na pré-perturbação para as condições com VP e PMV.

W_{tot} (J/kg) Pré-perturbação														
$\times 10^{-2}$	Tentativas VP							Tentativas PMV						
	Vol,	T1	T2	T3	T4	T5	μ	$\pm DP$	T1	T2	T3	T4	T5	μ
1	11.1	10.4	6.4	6.3	7.9	8.4	2.2	5.9	12.8	10.4	10.1	8.3	9.5	2.5
2	13.4	13.5	14.6	12.6	12.2	13.3	0.9	9.7	12.9	13.8	11.3	10.2	11.6	1.8
3	9.5	11.3	12.6	9.8	12.0	11.0	1.4	10.4	13.5	9.6	7.2	12.4	10.6	2.5
4	2.5	5.7	4.0	10.6	5.1	5.6	3.0	7.3	6.3	9.0	5.2	4.2	6.4	1.9
5	14.8	4.5	9.2	15.9	10.0	10.8	4.6	11.5	12.6	12.3	11.2	11.4	11.8	0.6
6	16.5	11.5	9.3	7.3	15.0	11.9	3.8	17.2	14.5	12.9	14.7	18.0	15.5	2.1
7	3.8	4.2	8.7	4.2	5.3	5.2	2.0	5.6	5.1	6.9	4.4	5.8	5.5	1.0
8	3.3	4.1	7.1	7.9	2.5	5.0	2.4	4.7	5.8	4.5	3.9	6.2	5.0	0.9
9	9.5	10.4	11.1	8.7	9.1	9.8	1.0	7.0	10.7	12.8	14.0	11.1	11.1	2.7
10	13.2	18.6	12.7	15.7	14.5	14.9	2.4	16.1	14.0	13.4	15.1	13.2	14.4	1.2
μ^*	9.8	9.4	9.6	9.9	9.3	X		9.5	10.8	10.6	9.7	10.1	X	
$\pm DP^*$	5.0	4.8	3.2	3.9	4.2	X		4.3	3.7	3.1	4.3	4.1	X	

Onde, VP: visão preservada; PMV: privação momentânea da visão; Vol.: voluntários; μ : média de cada voluntário obtida a partir das 5 tentativas; DP: desvio padrão de cada voluntário obtido a partir das 5 tentativas; μ^* : média dos 10 voluntários obtida a partir de cada tentativa (T); DP*: desvio padrão dos 10 voluntários obtido a partir de cada tentativa .

Tabela 7: W_{tot} (J/kg) de cada voluntário na perturbação para as condições com VP e PMV.

W_{tot} (J/kg) Perturbação														
	Tentativas VP							Tentativas PMV						
Vol,	T1	T2	T3	T4	T5	μ	$\pm DP$	T1	T2	T3	T4	T5	μ	$\pm DP$
1	3.44	3.78	3.86	3.89	3.68	3.73	0.18	3.73	3.99	4.47	3.64	3.79	3.92	0.33
2	3.3	3.64	3.52	3.68	3.74	3.58	0.18	3.73	3.74	3.73	3.64	3.58	3.68	0.07
3	3.3	3.3	3.38	3.43	3.45	3.37	0.07	3.15	3.15	3.37	3.26	3.32	3.25	0.1
4	2.79	2.46	3.17	3.06	2.9	2.88	0.27	2.86	2.72	3.02	2.89	3.12	2.92	0.16
5	3.68	4.3	3.99	4.66	4.57	4.24	0.41	3.98	3.5	3.61	3.57	3.51	3.64	0.2
6	3.95	3.89	3.86	3.9	4.06	3.93	0.08	3.86	3.94	3.99	4.21	3.93	3.99	0.13
7	3.74	3.45	3.74	4.01	3.8	3.75	0.2	4.02	3.39	3.46	3.85	3.84	3.71	0.27
8	2.41	2.23	2.19	2.29	2.26	2.28	0.08	2.5	2.31	2.4	2.23	2.33	2.35	0.1
9	3.07	2.95	3.19	3.18	3.09	3.1	0.09	2.75	2.89	3.27	3.32	3.05	3.06	0.24
10	4.37	4.34	4.29	4.68	4.3	4.39	0.16	4.05	4.17	4.8	4.85	4.52	4.48	0.36
μ^*	3.41	3.43	3.52	3.68	3.58	X		3.46	3.38	3.61	3.55	3.5	X	
$\pm DP^*$	0.57	0.72	0.59	0.73	0.69	X		0.59	0.61	0.69	0.71	0.59	X	

Onde, VP: visão preservada; PMV: privação momentânea da visão; Vol.: voluntários; μ : média de cada voluntário obtida a partir das 5 tentativas; DP: desvio padrão de cada voluntário obtido a partir das 5 tentativas; μ^* : média dos 10 voluntários obtida a partir de cada tentativa (T); DP*: desvio padrão dos 10 voluntários obtido a partir de cada tentativa.

Tabela 8: W_{tot} (J/kg) de cada voluntário na pós-perturbação para as condições com VP e PMV.

W_{tot} (J/kg) Pós-Perturbação														
$\times 10^{-2}$	Tentativas VP							Tentativas PMV						
	Vol,	T1	T2	T3	T4	T5	μ	$\pm DP$	T1	T2	T3	T4	T5	μ
1	12.5	12.3	14.4	12.2	9.9	12.3	1.4	14.9	15.8	13.8	6.1	9.5	12.0	4.1
2	13.7	9.6	12.4	6.9	10.5	10.6	2.3	17.2	7.8	6.2	12.2	4.7	9.6	5.1
3	8.9	8.6	9.3	4.0	5.1	7.2	2.2	6.7	10.6	8.6	6.6	9.5	8.4	1.7
4	8.6	5.2	7.6	7.9	12.9	8.4	2.5	31.5	24.2	8.1	4.8	4.6	14.7	12.4
5	9.2	10.4	7.9	14.4	12.9	10.9	2.4	17.8	13.9	11.5	9.2	9.5	12.4	3.6
6	12.1	8.2	8.2	10.4	18.1	11.4	3.6	18.1	19.0	12.9	5.8	10.0	13.2	5.6
7	5.9	6.7	5.0	18.8	11.3	9.6	5.1	7.8	8.1	9.8	12.2	6.3	8.9	2.2
8	5.4	4.9	6.6	5.8	12.0	6.9	2.6	7.5	5.0	7.3	6.3	8.0	6.8	1.2
9	4.2	7.4	7.7	10.8	5.2	7.1	2.3	7.7	3.9	6.7	7.1	14.1	7.9	3.8
10	17.9	33.6	9.4	14.9	9.6	17.1	8.9	20.3	27.1	16.7	16.6	9.9	18.1	6.3
μ^*	9.8	10.7	8.9	10.6	10.8	X		15.0	13.5	10.2	8.7	8.6	X	
$\pm DP^*$	4.2	8.4	2.7	4.6	3.8	X		7.8	8.0	3.5	3.8	2.9	X	

Onde, VP: visão preservada; PMV: privação momentânea da visão; Vol.: voluntários; μ : média de cada voluntário obtida a partir das 5 tentativas; DP: desvio padrão de cada voluntário obtido a partir das 5 tentativas; μ^* : média dos 10 voluntários obtida a partir de cada tentativa (T); DP^* : desvio padrão dos 10 voluntários obtido a partir de cada tentativa.

Por meio da média obtida do W_{CM} e o W_{tot} de cada voluntário torna-se possível comparar estas grandezas pelo método de regressão linear nos três intervalos da tarefa, constatando-se por esta análise uma forte correlação linear para os três intervalos da tarefa. Esta análise pode ser observada pela figura 28 que demonstra a comparação do W_{CM} e W_{tot} dos voluntários para as condições com VP e PMV nos intervalos da pós-perturbação pelo método de regressão linear.

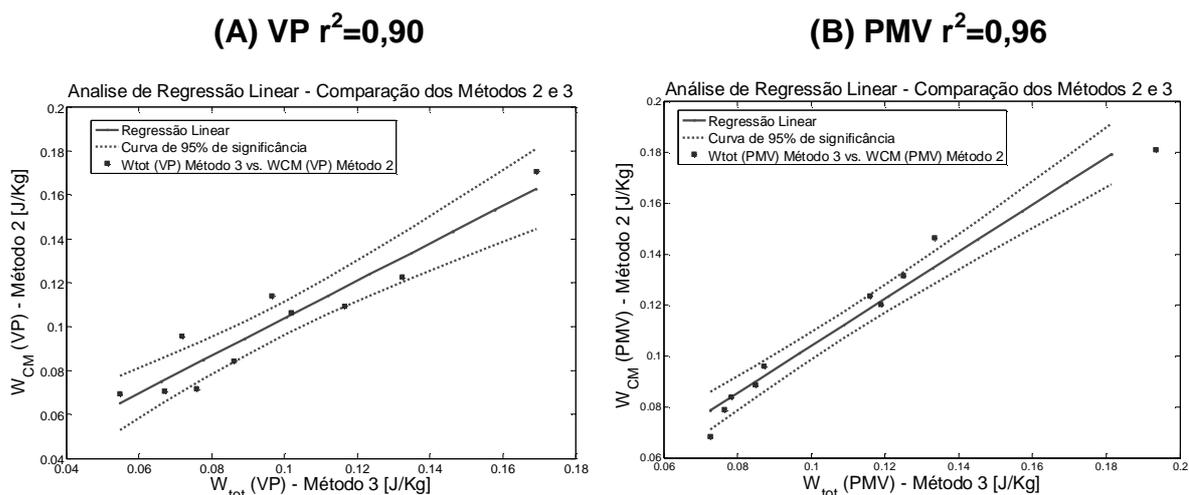


Figura 28: Comparação das médias do W_{CM} e W_{tot} (J/kg) para os 10 voluntários obtidos nas 5 tentativas com VP (A) e PMV(B) durante a pós-perturbação pela análise de regressão linear

Na figura 28 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 ($r^2=0,96$) (figura 28, B), quando comparada com a condição com VP ($r^2=0,90$) (figura 28 A); por esta análise é possível confirmar que ambos os métodos fornecem valores de energia muito semelhantes, porém o método 3 de Arampatzis et al. (2000) é o mais completo, pois possibilita a análise de cada segmento.

Portanto, nos parágrafos seguintes, os valores obtidos e descritos acima pelo W_{CM} e o W_{tot} serão comparados inicialmente pela análise estatística, e após esta análise o estudo será conduzido com ênfase no método 3, pela análise de cada segmento, por tratar-se de um método mais descritivo.

5.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA DO TRABALHO MECÂNICO

As variáveis obtidas no presente estudo foram submetidas ao teste de normalidade Kolmogorov-Smirnov com nível de significância $p \leq 0,05$. Atendendo à uma distribuição normal aplicou-se a análise de variância unidirecional (ANOVA) e o teste t de *Student* para dados pareados (SIDIA, 2003), para ambos os testes adotou-se como nível de significância estatística p menor ou igual a 10% ($p \leq 0,10$).

A ANOVA tem a finalidade de apontar possíveis variâncias significativas ao longo das 10 tentativas, sendo 5 com VP e 5 com PMV e será aplicada apenas no intervalo da pós-perturbação na tentativa de investigar um ajuste motor; 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 nos três intervalos da tarefa (SIDIA, 2003).

Nos parágrafos seguintes, serão comparadas as médias do W_{CM} e W_{tot} pelos métodos estatísticos supra citados para as condições com VP e PMV nos respectivos intervalos da tarefa, determinados pelo método de Costa et al. (2008).

5.3.1 W_{CM} e W_{tot} nos três intervalos da tarefa

Observa-se a seguir, as análises estatísticas pela ANOVA e teste t de *Student* das médias do W_{CM} e W_{tot} para as condições com VP e PMV para os três intervalos da tarefa.

Pela aplicação do teste ANOVA constatou-se que não houve variação significativa ao longo das tentativas durante o intervalo da pós-perturbação para o W_{CM} ($F=1,06$; $p=0,40$) e W_{tot} ($F=1,15$; $p=0,15$), não havendo portanto ajuste motor significativo nos voluntários para ambas as condições, como observado pelo F (F crítico) e p (probabilidade da amostra). As médias e desvio padrão do W_{CM} e W_{tot} dos voluntários nos três intervalos da tarefa podem ser observadas pela figura 29 que demonstra a análise pelo teste t de *Student* para dados pareados.

***t* de Student: W_{CM} e W_{tot} na pré-perturbação, perturbação e pós-perturbação**

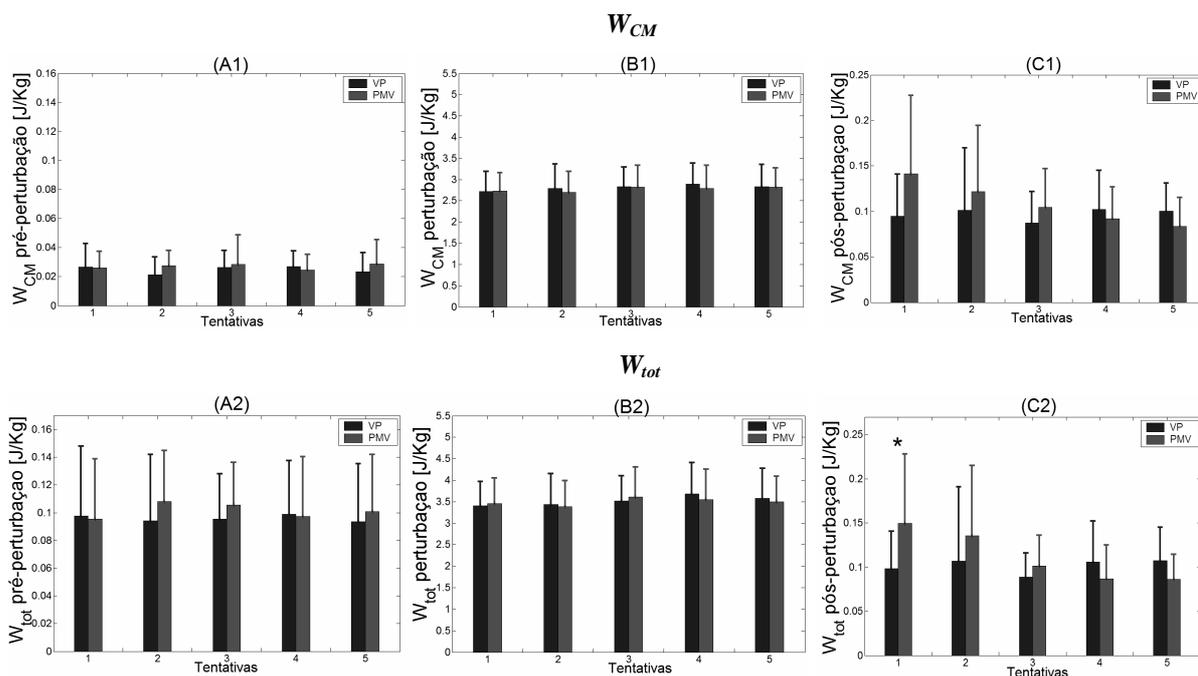


Figura 29: Média e desvio padrão do W_{CM} e W_{tot} (J/kg) para os 10 voluntários obtidos nas 5 tentativas com VP e PMV durante a pré-perturbação (A1 e A2), perturbação (B1 e B2) e pós-perturbação (C1 e C2) pelo teste *t* de Student. (*) significância estatística $p \leq 0,10$.

Observa-se na figura acima, na análise do W_{CM} pelo teste *t* de Student (primeira fileira da figura 29) que não houve diferenças estatísticas nos três intervalos da tarefa. Na análise do W_{tot} pelo teste *t* de Student (segunda fileira da figura 29) foi observado diferença estatística ($p \leq 0,10$) na primeira tentativa ($p=0,08$) do intervalo pós-perturbação (figura 29, C2) sendo de 0,09 J/Kg ($\pm 0,04$) para a condição com VP e 0,14 J/Kg ($\pm 0,08$) para a condição com PMV. Esta diferença na primeira tentativa do W_{tot} do intervalo da pós-perturbação (figura 29 C2) não influenciou na análise de variância do mesmo intervalo.

Por apresentar diferença estatística no teste *t* de Student apenas na primeira tentativa do W_{tot} no intervalo da pós-perturbação (figura 29, C2) e na tentativa de investigar com maior precisão o W obtido pelos dois métodos durante este intervalo, 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 (KANDEL, 2003). Por estes intervalos torna-se possível investigar diferenças entre

os dois grupos (VP e PMV) nos primeiros segundos após a perturbação motora; intervalos no qual os voluntários realizam uma flexão do tronco na tentativa de manter o controle postural (observado na figura 26).

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

Pela aplicação do teste ANOVA nos intervalos de latência da pós-perturbação constatou-se que não houve variação significativa ao longo das tentativas para o W_{CM} obtidos de 0 a 60ms ($F=0,95$; $p=0,48$), 0 a 80ms ($F=1,02$; $p=0,43$) e 0 a 100ms ($F=1,09$; $p=0,38$); como também para a análise do W_{tot} obtido no intervalo da pós-perturbação de 0 a 60ms ($F=0,9$; $p=0,53$), 0 a 80ms ($F=1$; $p=0,44$) e 0 a 100ms ($F=9,2$; $p=0,41$).

Observa-se na figura abaixo os gráficos das médias e desvio padrão do W_{CM} e W_{tot} 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_{CM} e W_{tot} da pós-perturbação nos intervalos de 0 a 60ms, 0 a 80ms e 0 a 100ms

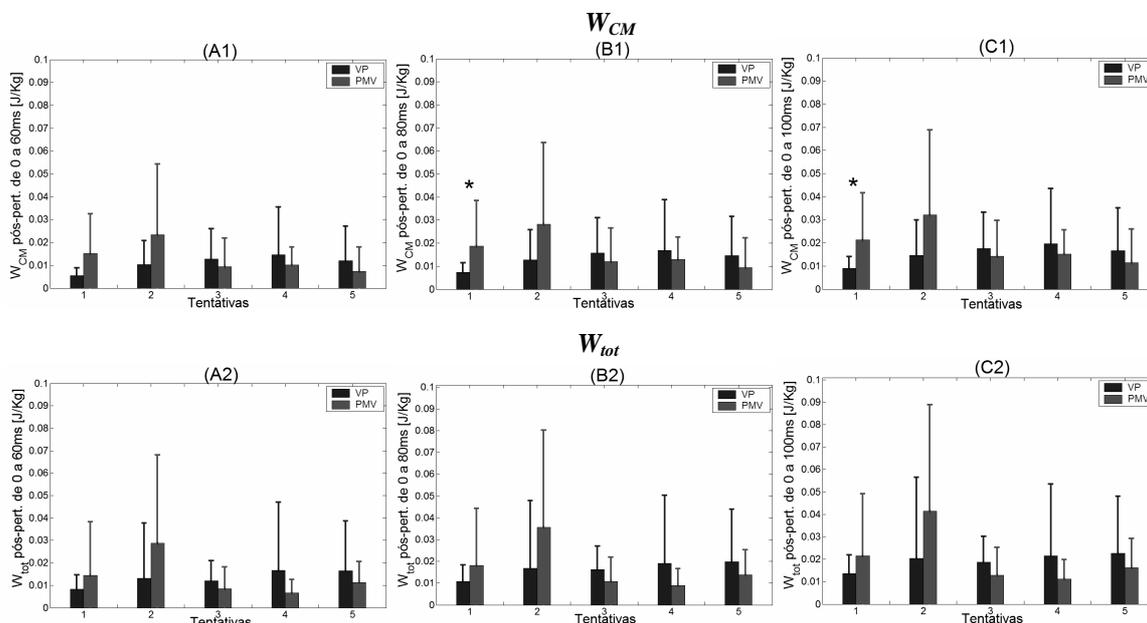


Figura 30: Média e desvio padrão do W_{CM} e W_{tot} (J/kg) para os 10 voluntários obtidos nas 5 tentativas com VP e PMV durante a pós-perturbação no intervalo de 0 a 60 ms (A1 e A2), 0 e 80 ms (B1 e B2) e 0 e 100 ms (C1 e C2) pelo teste t de *Student*. (*) significância estatística $p \leq 0,10$.

Na análise da figura 30, observa-se no W_{CM} pelo teste t de *Student* (primeira fileira da figura 30) diferenças estatísticas ($p \leq 0,10$) para a primeira tentativa

($p=0,08$) nos intervalos da pós-perturbação entre 0 e 80ms com valores médios de 7×10^{-3} J/Kg ($\pm 4 \times 10^{-3}$) para a condição com VP e 0,01 J/Kg ($\pm 0,02$) para a condição com PMV; e no intervalo da pós-perturbação entre 0 e 100ms ($p \leq 0,10$) para a tentativa 1 ($p=0,08$) com valores médios de 9×10^{-3} J/Kg ($\pm 5 \times 10^{-3}$) para a condição com VP e 0,02 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* (segunda fileira da figura 30) não foram encontradas diferenças estatísticas significativas.

Pelas análises descritas acima (figuras 29 e 30), constatou-se pelo W_{CM} e W_{tot} nos três intervalos da tarefa (figura 29) e nos três intervalos de latência da pós-perturbação (figura 30) pelo teste t de *Student* diferenças estatísticas significativas apenas nos intervalos da pós-perturbação. Por este motivo, na tentativa de investigar detalhadamente estes resultados, nos parágrafos seguintes as análises serão conduzidas pelo W_{CM} de cada segmento dos voluntários (para ambas as condições) no intervalo da pós-perturbação e na sequência nos intervalos da pós-perturbação de 0 a 60ms, 0 a 80ms e 0 a 100ms (intervalos de latência). Para isso foram eleitos os segmentos cabeça, tronco, coxas e pernas.

5.3.2 W_{CM} dos Segmentos

A) W_{CM} da Cabeça

- W_{CM} da cabeça no intervalo da pós-perturbação

A seguir, serão apresentadas as análises estatísticas pela ANOVA e teste t de *Student* das médias do W_{CM} da cabeça dos voluntários para as condições com VP e PMV no intervalo da pós-perturbação.

Observa-se na figura abaixo os gráficos das medianas e quartis do W_{CM} da cabeça dos voluntários para as condições com VP e PMV no intervalo da pós-perturbação pela ANOVA.

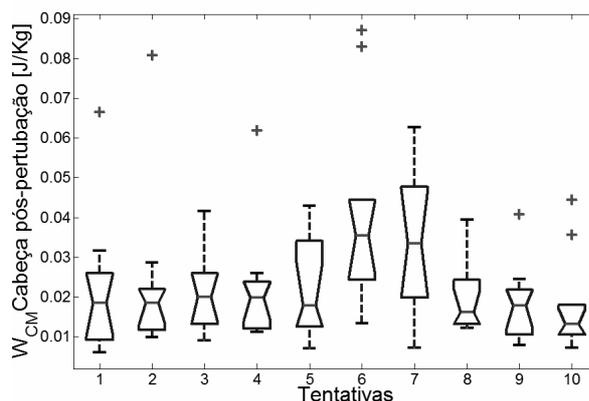


Figura 31: Mediana e quartis do W_{CM} da cabeça (J/Kg) para os 10 voluntários obtidos nas 5 tentativas com VP (tentativas 1 a 5) e PMV (tentativas 6 a 10) durante a pós-perturbação pela ANOVA.

Na figura 31, é possível constatar pela aplicação da ANOVA que houve variação significativa ($p \leq 0,10$) ao longo das tentativas para o W_{CM} da cabeça durante o intervalo da pós-perturbação ($F=2,1$; $p=0,03$). Possivelmente esta diferença foi ocasionada pelas tentativas 6 e 7 (figura 31), como é possível observar pelas médias e quartis destas tentativas, constatando-se por esta análise que houve um ajuste motor nos voluntários.

Observa-se na figura abaixo os gráficos das médias e desvio padrão do W_{CM} da cabeça dos voluntários para as condições com VP e PMV no intervalo da pós-perturbação pelo teste t de *Student*.

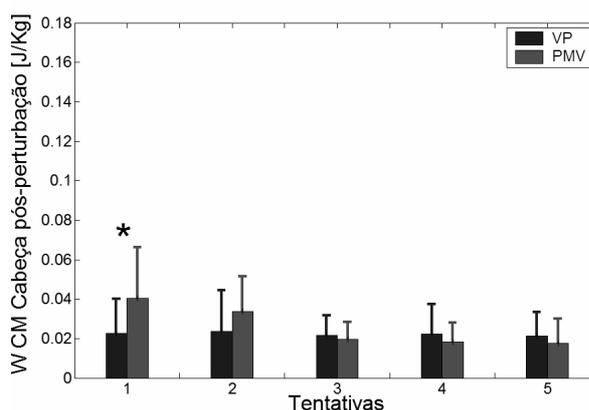


Figura 32: Média e desvio padrão do W_{CM} da cabeça (J/kg) para os 10 voluntários obtidos nas 5 tentativas com VP e PMV durante a pós-perturbação pelo teste t de *Student*. (*) significância estatística $p \leq 0,10$.

Na figura 32, constatou-se pelo teste t de *Student* que houve diferença estatística ($p \leq 0,10$) na primeira tentativa ($p=0,08$) do intervalo pós-perturbação, sendo de 0,02 J/Kg ($\pm 0,02$) para a condição com VP e 0,04 J/Kg ($\pm 0,02$) para a

condição com PMV. Por esta análise é possível confirmar que a primeira tentativa (figura 32) pode ter influenciado na variação estatística encontrada no W_{CM} da cabeça pela ANOVA (figura 31).

- W_{CM} da cabeça no intervalo da pós-perturbação de 0 a 60ms, 0 a 80ms e 0 a 100ms)

Pela aplicação do teste ANOVA para o W_{CM} da cabeça nos intervalos de latência da pós-perturbação constatou-se que não houve variação significativa ao longo das tentativas entre 0 e 60ms ($F=0,91$; $p=0,52$), 0 e 80ms ($F=0,87$; $p=0,55$) e 0 e 100ms ($F=0,94$; $p=0,50$).

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

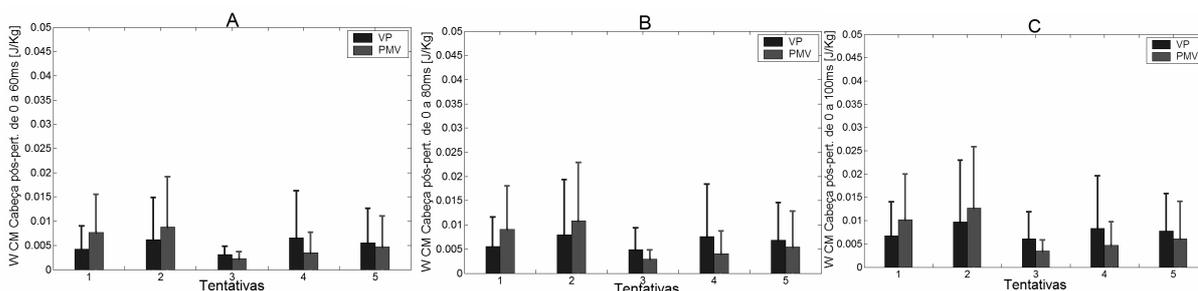


Figura 33: Média e desvio padrão do W_{CM} da cabeça (J/kg) para os 10 voluntários obtidos nas 5 tentativas com VP e PMV durante a pós-perturbação nos intervalos de 0 a 60ms (A), 0 a 80ms (B) e 0 a 100ms (C) pelo teste t de *Student*.

Como é possível observar na figura acima (figura 33), não foram constatadas diferenças estatísticas significativas para W_{CM} da cabeça nos respectivos intervalos pelo teste t de *Student*.

B) W_{CM} do tronco

- W_{CM} do tronco no intervalo da pós-perturbação

A seguir serão apresentadas as análises estatísticas pela ANOVA e teste t de *Student* das médias do W_{CM} do tronco dos voluntários para as condições com VP e PMV no intervalo da pós-perturbação.

Pela aplicação do teste ANOVA do W_{CM} do tronco no intervalo da pós-perturbação constatou-se que não houve variação significativa ($F=1,21$; $p=0,30$).

Observa-se na figura abaixo os gráficos das médias e desvio padrão do W_{CM} do tronco dos voluntários para as condições com VP e PMV do intervalo da pós-perturbação pelo teste t de *Student*.

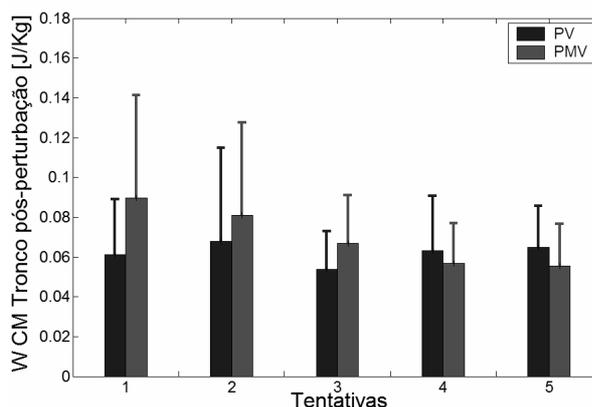


Figura 34: Média e desvio padrão do W_{CM} do tronco (J/kg) para os 10 voluntários obtidos nas 5 tentativas com VP e PMV durante a pós-perturbação pelo teste t de *Student*.

Pela análise da figura 34 é possível observar que não houve diferenças entre as médias do W_{CM} do tronco para as duas condições pelo teste t de *Student*.

- W_{CM} do Tronco no intervalo da pós-perturbação de 0 a 60ms, 0 a 80ms e 0 a 100ms)

Pela aplicação do teste ANOVA para o W_{CM} do tronco nos intervalos de latência da pós-perturbação constatou-se que não houve variação significativa ao longo das tentativas de 0 a 60ms ($F=0,89$; $p=0,53$), 0 a 80ms ($F=0,98$; $p=0,46$) e 0 a 100ms ($F=1,06$; $p=0,40$).

Observa-se na figura abaixo os gráficos das médias e desvio padrão do W_{CM} do tronco para todos os voluntários com VP e PMV no intervalo da pós-perturbação de 0 a 60ms, 0 a 80ms e 0 a 100ms pelo teste t de *Student*.

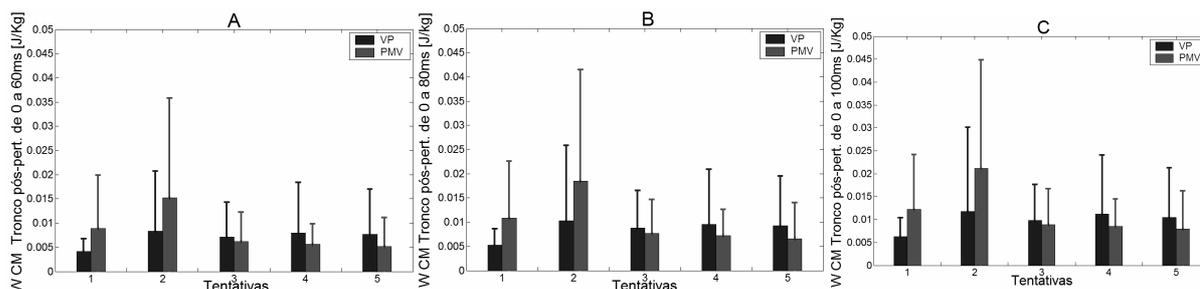


Figura 35: Média e desvio padrão do W_{CM} do tronco (J/kg) para os 10 voluntários obtidos nas 5 tentativas com VP e PMV durante a pós-perturbação nos intervalos de 0 a 60ms (A), 0 a 80ms (B) e 0 a 100ms (C) pelo teste t de *Student*.

Como é possível observar na figura acima (figura 35), não foram constatadas diferenças estatísticas significativas para o W_{CM} do tronco nos respectivos intervalos pelo teste t de *Student*.

C) W_{CM} das coxas

- W_{CM} das coxas no intervalo da pós-perturbação

A seguir serão apresentadas as análises estatísticas pela ANOVA e teste t de *Student* das médias do W_{CM} das coxas dos voluntários para as condições com VP e PMV no intervalo da pós-perturbação.

Pela aplicação do teste ANOVA constatou-se que não houve variação significativa ao longo das tentativas durante o intervalo da pós-perturbação para o W_{CM} da coxa direita ($F=0,28$; $p=0,98$) e coxa esquerda ($F=0,65$; $p=0,74$).

Observa-se na figura abaixo os gráficos das médias e desvio padrão do W_{CM} das coxas para as condições com VP e PMV no intervalo pós-perturbação pelo teste t de *Student*.

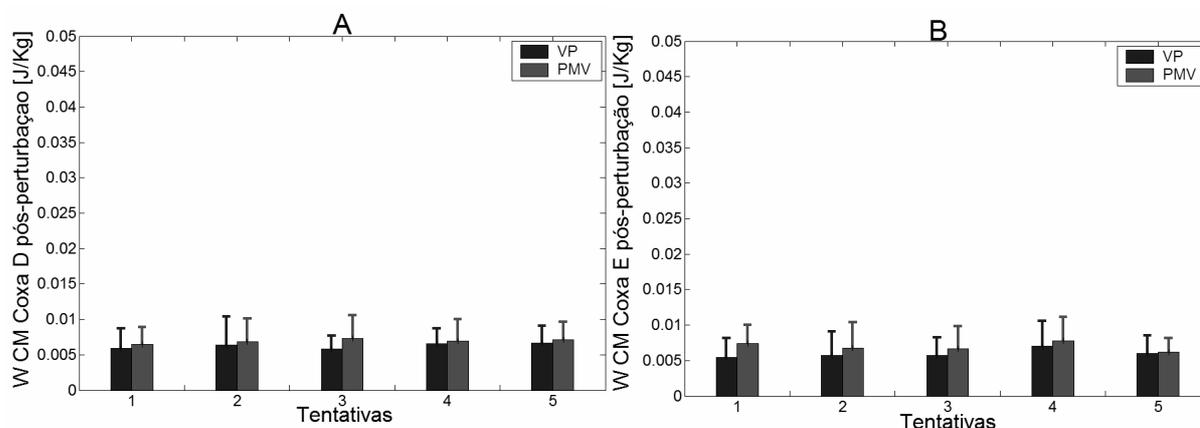


Figura 36: Média e desvio padrão do W_{CM} da coxa direita (A) e esquerda (B) (J/kg) para os 10 voluntários obtidos nas 5 tentativas com VP e PMV durante a pós-perturbação pelo teste t de *Student*.

Pela análise da figura 36, constatou-se pelo teste t de *Student* que não houve diferenças estatísticas significativas entre as médias do W_{CM} das coxas para as duas condições.

- W_{CM} das coxas no intervalo da pós-perturbação de 0 a 60ms, 60 a 80ms e 80 a 100ms)

Pela aplicação do teste ANOVA para o W_{CM} das coxas nos intervalos de latência da pós-perturbação constatou-se não houve variação significativa para a coxa direita ao longo das tentativas de 0 a 60ms ($F=0,64$; $p=0,75$), 0 a 80ms ($F=0,66$; $p=0,73$) e 0 a 100ms ($F=0,65$; $p=0,75$); e para coxa esquerda nos intervalos de 0 a 60ms ($F=0,72$; $p=0,69$), 0 a 80ms ($F=0,82$; $p=0,60$) e 0 a 100ms ($F=0,85$; $p=0,57$).

Observa-se na figura abaixo os gráficos das médias e desvio padrão do W_{CM} das coxas para as condições com VP e PMV no intervalo da pós-perturbação de 0 a 60ms, 0 a 80ms e 0 a 100ms pelo teste t de *Student*.

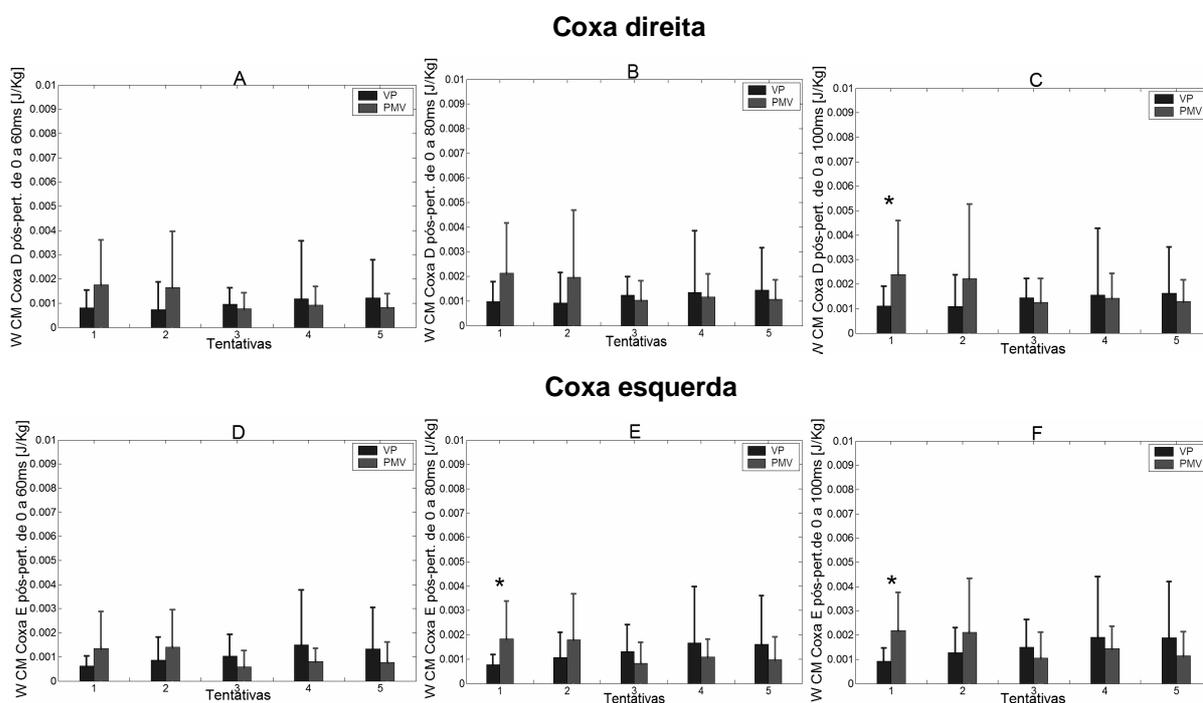


Figura 37: Na primeira fileira: Média e desvio padrão do W_{CM} da coxa direita (J/kg) para os 10 voluntários, obtidos nas 5 tentativas com VP e PMV durante pós-perturbação nos intervalos de 0 a 60ms (A), 0 a 80ms (B) e 0 a 100ms (C) pelo teste t de *Student*. Na segunda fileira: Média e desvio padrão do W_{CM} da coxa esquerda (J/kg) para os 10 voluntários, obtidos nas 5 tentativas com VP e PMV durante pós-perturbação nos intervalos de 0 a 60ms (D), 0 a 80ms (E) e 0 a 100ms (F) pelo teste t de *Student*. (*) significância estatística $p \leq 0,10$.

Na análise da coxa direita (primeira fileira da figura 37) é possível observar pelo teste t de *Student* diferença estatística significativa ($p \leq 0,10$) no intervalo da pós-perturbação entre 0 e 100ms (figura 37, C) para a tentativa 1 ($p=0,09$) com valores de 1×10^{-3} J/Kg ($\pm 1 \times 10^{-4}$) para a condição com VP e 2×10^{-3} J/Kg ($\pm 2 \times 10^{-3}$) para a condição com PMV. Na Coxa esquerda (segunda fileira da figura 37) houve diferença estatística significativa ($p \leq 0,10$) no intervalo da pós-perturbação entre 0 e 80ms (figura 37, E) para a tentativa 1 ($p=0,05$) com valores de 8×10^{-4} J/Kg ($\pm 4 \times 10^{-4}$) para a condição com VP e 1×10^{-3} J/Kg ($\pm 1 \times 10^{-3}$) para a condição com PMV; e para o intervalo entre 0 e 100ms (figura 37, F) para a tentativa 1 ($p=0,03$) com valores de 9×10^{-4} J/Kg ($\pm 5 \times 10^{-4}$) para a condição com VP e 2×10^{-3} J/Kg ($\pm 1 \times 10^{-3}$) para a condição com PMV. As diferenças encontradas nos intervalos de latência para a coxa direita (figura 37, C) e esquerda (figura 37, E e F) não contribuíram para que houvesse uma variação significativa ao longo das 5 tentativas para as duas condições, como descrito anteriormente pelo teste ANOVA.

D) W_{CM} das pernas

- W_{CM} das pernas no intervalo da pós-perturbação

A seguir serão apresentadas as análises estatísticas pela ANOVA e teste t de *Student* das médias W_{CM} das pernas dos voluntários para as condições com VP e PMV no intervalo da pós-perturbação.

Pela aplicação do teste ANOVA constatou-se que não houve variação significativa ao longo das tentativas durante o intervalo da pós-perturbação para o W_{CM} perna direita ($F=6,34$; $p=0,70$) e perna esquerda ($F=0,99$; $p=0,45$).

Observa-se na figura abaixo os gráficos das médias e desvio padrão do W_{CM} das pernas dos voluntários para ambas as condições no intervalo da pós-perturbação pelo teste t de *Student*.

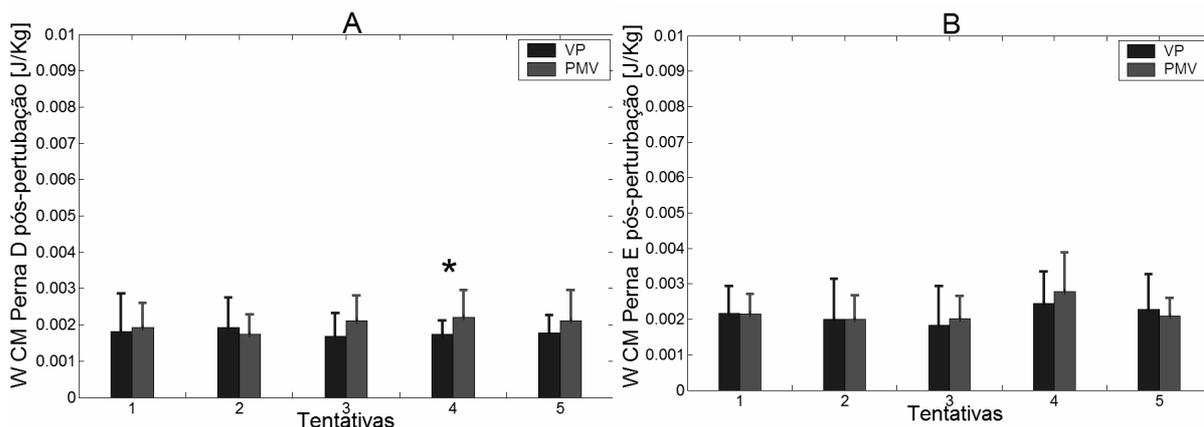


Figura 38: Média e desvio padrão do W_{CM} da perna direita (A) e esquerda (B) (J/kg) para os 10 voluntários obtidos nas 5 tentativas com VP e PMV durante a pós-perturbação pelo teste t de Student. (*) significância estatística $p \leq 0,10$.

Na comparação das médias do W_{CM} das pernas pelo teste t de Student constatou-se diferença estatística ($p \leq 0,10$) para a tentativa 4 ($p=0,08$) da perna direita (figura 38, A), sendo de 1×10^{-3} J/Kg ($\pm 4 \times 10^{-4}$) para a condição com VP e 2×10^{-3} J/Kg ($\pm 0,73$) para PMV. Esta diferença encontrada pela quarta tentativa da perna direita, observada na figura 38 (A) não contribuiu para que houvesse uma variação significativa ao longo das tentativas para as duas condições como foi mencionado acima pelo teste ANOVA para este intervalo.

- W_{CM} Das pernas no intervalo da pós-perturbação de 0 a 60ms, 0 a 80ms e 0 a 100ms

Pela aplicação do teste ANOVA para o W_{CM} das pernas nos intervalos de latência da pós-perturbação constatou-se que não houve variação significativa para a perna direita ao longo das tentativas de 0 a 60ms ($F=0,4$; $p=0,93$), 0 a 80ms ($F=0,38$; $p=0,94$) e 0 a 100ms ($F=0,41$; $p=0,92$); para o W_{CM} da perna esquerda constatou-se diferença estatística ($p \leq 0,10$) nos intervalos de 0 a 60ms ($F=1,88$; $p=0,06$), não apresentando diferenças estatísticas significativas para os intervalos de 0 a 80ms ($F=1,27$; $p=0,26$) e 0 a 100ms ($F=7,85$; $p=0,97$). A diferença encontrada pela perna esquerda no intervalo da pós-perturbação entre 0 e 60ms pode ser observada pela figura 39 que demonstra as medianas e quartis do W_{CM} da perna esquerda dos voluntários para as condições com VP e PMV por este intervalo pela ANOVA.

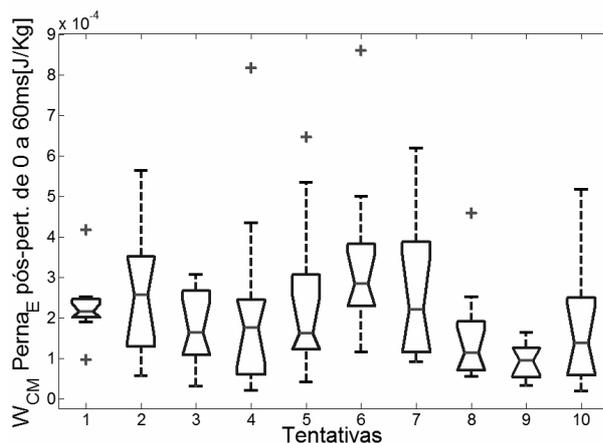


Figura 39: Mediana e quartis do W_{CM} da perna esquerda (J/kg) para os 10 voluntários, obtidos nas 5 tentativas com VP (tentativas 1 a 5) e PMV (tentativas 6 a 10) durante pós-perturbação nos intervalos de 0 a 60ms pela ANOVA.

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

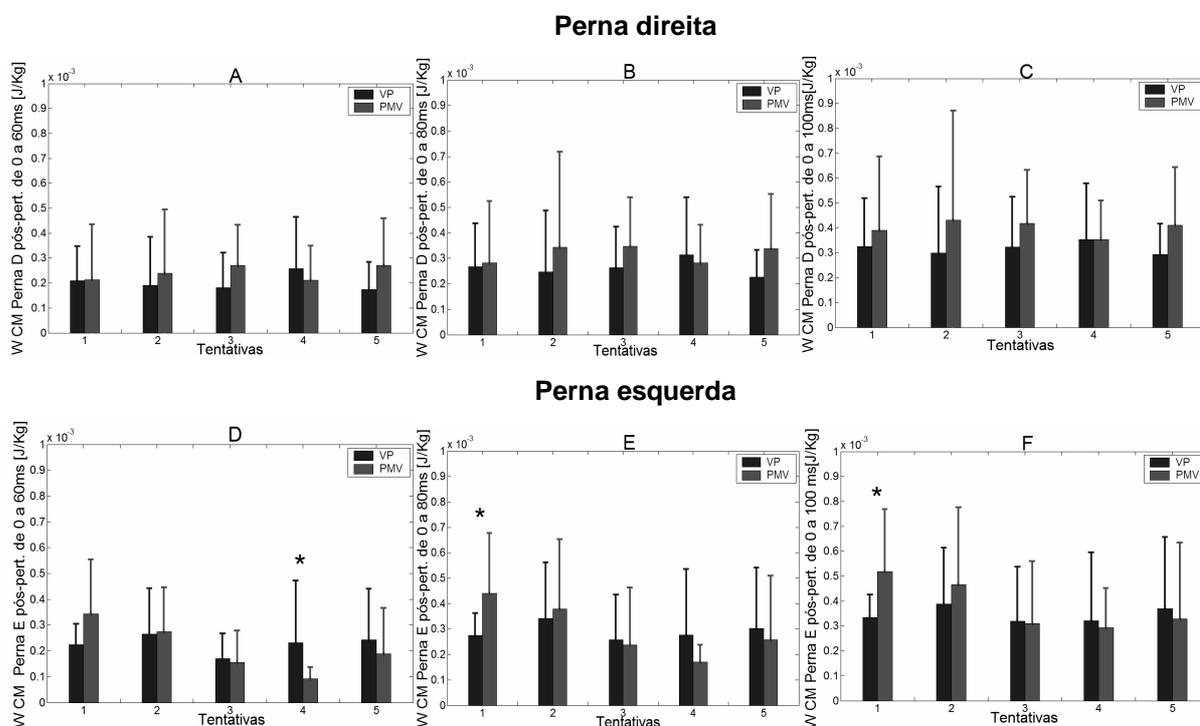


Figura 40: Na primeira fileira: Média e desvio padrão do W_{CM} das perna direita (J/kg) para os 10 voluntários, obtidos nas 5 tentativas com VP e PMV durante pós-perturbação nos intervalos de 0 a 60ms(A), 0 a 80ms (B) e 0 a 100ms (C) pelo teste t de *Student*. Na segunda fileira: Média e desvio padrão do W_{CM} das perna esquerda (J/kg) para os 10 voluntários, obtidos nas 5 tentativas com VP e PMV durante pós-perturbação nos intervalos de 0 a 60ms(D), 60 a 80ms (E) e 80 a 100ms (F) pelo teste t de *Student*. (*) significância estatística $p \leq 0,10$.

Pela análise do teste t de *Student* observada pela figura acima, encontrou-se diferenças estatísticas significativas ($p \leq 0,10$) para a perna esquerda (segunda fileira da figura 40) no intervalo da pós-perturbação entre 0 e 60ms (figura 40, D) para a tentativa 4 ($p=0,08$) com valores de 0,23 J/Kg ($\pm 0,24$) para a condição com VP e 0,09 J/Kg ($\pm 0,04$) para a condição com PMV; para a perna esquerda intervalo da pós-perturbação entre 0 e 80ms (figura 40, E) foi observado diferença estatística ($p \leq 0,10$) para a tentativa 1 ($p=0,05$) com valores de 0,27 J/Kg ($\pm 0,08$) para a condição com VP e 0,44 J/Kg ($\pm 0,23$) para a condição com PMV; e para a perna esquerda no intervalo da pós-perturbação entre 0 e 100ms (figura 40, F) observou-se diferenças estatísticas ($p \leq 0,10$) para a tentativa 1 ($p=0,04$) com valores de 0,33 J/Kg ($\pm 0,09$) para a condição com VP e 0,51 J/Kg ($\pm 0,25$) para a condição com PMV. A diferença encontrada no intervalos entre 0 e 60ms da perna esquerda (figura 40, D) possivelmente contribuiu para que houvesse uma variação significativa ao longo das tentativas por este intervalo como observado na figura 39; já a diferenças encontradas para a primeira tentativa do intervalo entre 0 e 80ms (figura 40, E) e 0 e 100 ms (figura 40, F) não contribuíram para que houvesse uma variação significativa ao longo das tentativas para as duas condições pois não foram encontradas variâncias significativas pelo teste ANOVA por estes intervalos.

A seguir, será realizada a discussão dos resultados obtidos no presente estudo.

6 DISCUSSÃO

Nesta sessão será realizada a discussão dos resultados reportados no capítulo anterior. Inicialmente será discutido o cálculo da E_{CM} e E_{tot} , magnitudes com as quais se calcula o W_{CM} e W_{tot} . Logo, será abordada a discussão dos resultados da análise estatística aplicada para ambas as condições nos três intervalos da tarefa; e na sequência a discussão das diferenças observadas no cálculo do W da cabeça, tronco e membros inferiores no intervalo da pós-perturbação. Finalizando, serão discutidos os possíveis erros experimentais que podem ter influenciado nos resultados obtidos pelo presente estudo.

6.1 DISCUSSÃO DAS MAGNITUDES DA E_{CM} VERSUS E_{tot} E W_{CM} VERSUS W_{tot}

Nos parágrafos seguintes, inicialmente serão comparadas as energias obtidas (E_{CM} e E_{tot}) para calcular o W_{CM} e W_{tot} , e na sequência será realizada a comparação dos respectivos métodos .

1) E_{CM} versus E_{tot}

Por meio da comparação dos métodos empregados por Arampatzis et al. (2000) foi possível observar nos três intervalos da tarefa, que o método 2 que calcula a E_{CM} (figura 27; A3, B3 e C3) obteve menor variabilidade e menor valor de energia, quando comparada com o método 3 que calcula a E_{tot} (figura 27; A4, B4 e C4). Este menor valor da E_{CM} foi obtido pois a energia deste método foi calculada pelo CM, que é representado por um único ponto (SALVINI et al., 2005); já a E_{tot} foi calculada pela somatória da energia do CM de cada segmento, ocasionando maior variabilidade desta (figura 27; A4, B4 e C4) quando comparado com o método que calcula E_{CM} (figura 27; A3, B3 e C3). Schade et al., (2000) em estudo

que compara estes dois métodos relata que os valores da E_{tot} são maiores devido a E_C calculada para todos os segmentos, principalmente pela E_{CR} obtida pelos movimentos rotatórios que ocorrem em torno de cada segmento. Por este motivo, o método empregado para calcular o W pela E_{tot} é mais eficiente, pois possibilita obter o valor da energia do CM de todos os segmentos e não apenas de um único ponto corporal, no caso o CM. A diferença encontrada pelo método que calcula a E_{CM} e E_{tot} pode ser considerada desprezível, pois como será descrito nos parágrafos seguintes a energia obtida pelos dois métodos fornecem um W com forte correlação linear (figura 28). Em acordo, Schade et al., (2000) 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} .

2) W_{CM} versus W_{tot}

Por meio das equações 27 e 27.1 e a equação do anexo V foi obtido o W_{CM} e W_{tot} , estas variáveis são comumente empregadas por diversos pesquisadores para a quantificação do movimento humano (CAVAGNA & KANEKO, 1977; MINETTI & SAIBENE, 1992; MINETTI et al., 1993; NEPTUNE & BOGERT, 1998; MINETTI et al., 1999; ARAMPATZIS et al., 2000; SCHADE et al., 2000; PURKISS & ROBERTSON, 2003; SAIBENE & MINETTI, 2003), porém nenhum destes autores quantificaram o movimento humano por tarefas que incluem perturbações motoras e visuais, ou que utilizassem um critério para separar os intervalos antes ou após a perturbação, sendo este o grande diferencial do presente estudo.

Na comparação entre W_{CM} (apêndices A, B e C) e o W_{tot} (tabelas 6, 7 e 8) foi possível observar que os valores obtidos durante os três intervalos da tarefa foram menores para W_{CM} quando comparado com o W_{tot} , isso se deve ao menor valor obtido pela E_{CM} (figura 27; A3, B3 e C3), porém estes valores apresentaram forte correlação linear ($r^2=0,90$ para a VP e $r^2=0,96$ para PMV) (figura 28), sendo que a maior correlação corresponde para a condição com PMV.

6.2 ANÁLISE ESTATÍSTICA DO W PARA AS CONDIÇÕES COM VP E PMV

Nos parágrafos seguintes serão discutidos os resultados obtidos pela análise de variância unidirecional (ANOVA) e teste t de *Student* para o W_{CM} , W_{tot} e W_{CM} de cada segmento nos três intervalos da tarefa e no intervalo de latência da pós-perturbação (0 a 60ms, 0 a 80ms e 0 a 100ms).

1) W_{CM} versus W_{tot} nos três intervalos da tarefa

Na comparação das médias do W_{tot} dos voluntários para as condições com VP e PMV nos três intervalos da tarefa pelo teste t de *student* observou-se diferenças significativas ($p \leq 0,10$) para a primeira tentativa no intervalo da pós-perturbação (figura 29, C2) 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. (1986) que relata que a ausência das informações visuais em situações de perturbações rápidas e temporárias influenciam no controle do equilíbrio (ocasionando um aumento do W_{CM} devido a oscilação corporal em maior amplitude). Não se encontrou diferenças para as outras tentativas (2 a 5) possivelmente devido a um ajuste motor da tentativa 1 em relação as outras. A diferença encontrada na tentativa 1 poderá ser explicada nos parágrafos seguintes na análise W_{CM} de cada segmento.

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 ($p \leq 0,10$) para a primeira tentativa de 0 a 80ms (figura 30, B1) e 0 a 100ms (figura 30, C1), 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. (1986); não foram encontradas diferenças para as outras tentativas pois ocorreu um ajuste motor da tentativa 1 em relação as outras (tentativas 2 a 5). Esta diferença foi encontrada nos primeiros segundos 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. (1991) descreve que as respostas musculares às informações somatossensitivas após perturbações motoras possuem latência após 80 e 100ms. Em estudo recente realizado por Costa et al. (2008b) utilizando plataforma de força na análise da mesma tarefa, também encontrou respostas rápidas nos mesmos intervalos após a perturbação motora em voluntários com PMV, e que 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. (1986) 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 constatar que o W_{tot} mostrou-se eficiente para quantificar as diferenças entre as duas condições durante todo o intervalo da pós-perturbação, porém deve ser analisado para cada segmento para se obter resultados mais precisos; já o W_{CM} mostrou-se eficiente para quantificar diferenças entre as duas condições nos primeiros segundos 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 (figura 26). 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 (2006) 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.

2) W_{CM} de cada segmento no intervalo da pós-perturbação

- W_{CM} da cabeça

Na análise do W_{CM} de cada segmento no intervalo pós-perturbação observou-se variações significativas ($p \leq 0,10$) ao longo das tentativas para W_{CM} da cabeça pelo teste ANOVA (figura 31), principalmente para a primeira tentativa, como foi possível observar pela análise do teste t de *Student* (figura 32) que demonstrou diferença estatística significativa de $p \leq 0,10$ para esta tentativa. Este resultado

sugere que houve um ajuste motor de grande relevância para a cabeça dos voluntários ao longo das tentativas, e que possivelmente a diferença encontrada na primeira tentativa influenciou nesta variância, como observado pelo teste t de *Student* (figura 32). Por este resultado foi possível constatar que a ausência da visão contribuiu para que houvesse um aumento do W para esta tentativa, não ocorrendo diferenças para as demais tentativas (2 a 5), possivelmente devido a um ajuste motor da tentativa 1 em relação as outras tentativas, ocasionada pela predominância do sistema vestibular. Estas diferenças encontradas pela cabeça foram ocasionadas devido a forte influência que ela possui para a manutenção do controle postural, segundo Massion & Woolacott (1996) a manutenção do controle da postura é garantida pelo sistema vestibular que influencia no tônus postural que são ativadas por uma orientação cefálica. As diferenças entre as duas condições para a cabeça não foram encontradas entre os primeiros segundos da pós-perturbação (figura 33) (intervalos de latência), pois o sistema nervoso dá maior importância para as informações somatossensitivas no controle postural (em condições não patológicas) do que para o sistema vestibular, principalmente por este possuir uma resposta de latência bastante rápida (80 a 100ms), o que indica que a contribuição do sistema vestibular é menor do que os das informações somatossensitivas para a manutenção do controle postural em respostas rápidas provenientes de perturbações (DIETZ et al., 1991).

- W_{CM} das coxas

Com relação ao W_{CM} das coxas, observou-se na coxa direita pelo teste t de *Student* (figura 37, C) diferenças estatísticas ($p \leq 0,10$) para a primeira tentativa no intervalo de 0 a 100ms, e para coxa esquerda (figura 37, E) na primeira tentativa entre 0 e 80ms (figura 37, E) e 0 e 100ms (figura 37, F). Para as diferenças acima descritas houve maior W_{CM} 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, não ocorrendo diferenças entre as outras tentativas (tentativas 2 a 5) possivelmente devido a um ajuste motor da tentativa 1 em relação as outras ocasionada pela predominância do sistema somatossensitivo. Estas diferenças estatísticas foram encontradas apenas nos primeiros segundos (intervalos de latência) devido a uma ação rápida dos músculos da coxa na tentativa de “frear” a oscilação do corpo no sentido anterior (figura 26) para restabelecer o controle postural. Em acordo,

Nashner & Woollacott (1979) e Dietz et al. (1991) relatam que a latência da resposta muscular ao sistema somatossensitivo são de 80 a 100ms em situações de perturbações, e que o sistema nervoso depende preferencialmente do sistema somatossensitivo para controlar a inclinação do corpo, quando o desequilíbrio é causado por um deslocamento rápido.

- W_{CM} das pernas

Para o W_{CM} das pernas no intervalo da pós-perturbação, observou-se diferenças estatísticas ($p \leq 0,10$) para a quarta tentativa perna direita (figura 38, A), sendo este um resultado irrelevante pois não sugere um ajuste motor inicial por tratar-se da diferença na quarta tentativa. Para o intervalo de latência da pós-perturbação observou-se variações significativas para a perna esquerda ($p \leq 0,10$) entre 0 e 60ms ao longo das tentativas pelo teste ANOVA (figura 39), principalmente para a quarta tentativa, como foi possível observar pelo teste t de *student* (figura 40, D) que demonstrou diferença estatística significativa de $p \leq 0,10$ para esta tentativa. Este resultado sugere que houve um ajuste motor relevante para a perna esquerda dos voluntários ao longo das tentativas entre 0 e 60ms, e que possivelmente a diferença da quarta tentativa influenciou nesta variação, porém a diferença observada pelo teste teste t de *student* (figura 40, D) não sugere que houve um ajuste motor inicial por apresentar diferença na quarta tentativa e por obter maior W para os voluntários com VP. Para os outros intervalos de latência da perna esquerda foram encontradas diferenças estatísticas significativas pelo teste t de *student* ($p \leq 0,10$) para a primeira tentativa entre 0 e 80ms (figura 40, E) e 0 e 100ms (figura 40, F), com maior W para a condição com PMV, o que sugere que a ausência da visão contribuiu para que houvesse um aumento do W para esta tentativa, não ocorrendo diferenças entre as outras tentativas (tentativas 2 a 5), possivelmente devido a um ajuste motor da tentativa 1 em relação as outras, ocasionada pela predominância do sistema somatossensitivo. Por esta análise foi possível observar que os voluntários tiveram uma resposta mais rápida para manter o controle postural pela perna (menor tempo de latência) (figura 40, D) do que pela coxa (figura 37, D). Esta resposta em menor tempo de latência pode ser explicada pelos estudos de Nashner (1977, 1989) que relata que a ativação dos gastrocnêmicos ocorre entre 20 a 30ms antes que os músculos da coxa (para este caso os ísquios-tibiais); esta ativação ocorre quando há um deslocamento do corpo para frente que produz um

torque de flexão plantar ocasionando uma desaceleração e inversão do sentido do deslocamento.

- W_{CM} do tronco

Com relação ao tronco, não foram observadas diferenças estatísticas significativas pra o intervalo da pós-perturbação (figura 34) e intervalos de latência (figura 35), o que sugere que os membros inferiores tiveram fundamental importância para restabelecer o controle da postura após a perturbação motora. Este achado pode ser explicado pelos estudos de Nashner (1977, 1989) que relata que os músculos do tronco possuem uma latência mais lenta e são ativados após a ativação dos músculos das pernas e coxas para a manutenção do controle postural após perturbações motoras.

3) *Considerações finais sobre as diferenças encontradas pelo W*

Como foi possível observar pela discussão dos parágrafos anteriores foram encontradas diferenças estatísticas significativas do W_{CM} e W_{tot} nos intervalos após a perturbação motora, sendo esta ocasionada principalmente pelo aumento do W nos voluntários com PMV. Costa et al., (2008b), em recente estudo, obteve resultados semelhantes, utilizando variáveis cinéticas (plataforma de força) para investigar a mesma tarefa (extensão do tronco para postura ereta) em voluntários com a VP e PMV nos intervalos antes, durante e após a perturbação; o autor constatou que a ausência da visão ocasiona um desequilíbrio corporal principalmente no intervalo da pós-perturbação sendo esta maior para os voluntários com PMV. Os maiores valores do W_{CM} e W_{tot} encontrado no presente estudo após o intervalo da perturbação para os voluntários com PMV foram ocasionados possivelmente pela oscilação em maior amplitude dos mesmos na tentativa de manter o controle postural; este deslocamento em maior amplitude consequentemente ocasionou um maior W (OKUNO & FRANTIN, 2003). Barela (2000) relata que a oscilação corporal quase dobra quando a informação visual é eliminada. Em acordo, Costa et al. (2008b) relata em seu estudo um aumento da oscilação corporal nos voluntários com PMV após a perturbação motora.

6.3 ERROS EXPERIMENTAIS

O método do cálculo do W por variáveis cinemáticas é considerado eficiente e frequentemente utilizado por diversos autores como foi descrito no estado da arte (capítulo 1), porém pode apresentar erros quantitativos que podem ter influenciado nos valores obtidos para este estudo. Faber et al. (1999) investigaram a influência de possíveis erros gerados em procedimentos de análises 3D computadorizadas, no qual se constatou como um dos fatores as técnicas empregadas para a quantificação das coordenadas, em acordo Freitas & Duarte menciona em seu estudo que os modelos antropométricos são uns dos obstáculos que podem apresentar consideráveis erros, principalmente relacionados aos parâmetros inerciais. Arampatzis et al. (2000) compara 4 métodos para quantificar o W , sendo 2 cinemáticos (empregados no presente estudo) e menciona possíveis erros para a mensuração do W a partir de dados cinemáticos, que são influenciados principalmente pelo cálculo da energia mecânica, que aumenta conforme aumenta da velocidade. Por este motivo, na tentativa de suprir possíveis erros de cálculos, houve uma preocupação do autor do presente estudo quanto a escolha do método mais apropriado para a quantificação dos dados, bem como a comparação dos mesmos.

Outro fator que também pode ter influenciado nos resultados obtidos pelo W são as possíveis movimentos indesejados dos marcadores esféricos durante realização da tarefa no momento da aquisição dos dados. Estes movimentos poderiam ser desprezados em deslocamentos corporais mais amplos, como atividades de corrida ou salto, o que não ocorre no presente estudo que apresentou pequenos deslocamentos, principalmente no intervalo da pós-perturbação (intervalo no qual a pesquisa foi conduzida mais detalhadamente) como é possível observar na figura 27(C1) que descreve a posição do CM no intervalo da pós-perturbação para as duas condições.

Quanto ao procedimento de vendar os olhos dos voluntários no próprio local do experimento (no caso o laboratório do movimento da Divisão de Medicina de Reabilitação do HC-FMUSP), também pode ter influenciado nos resultados obtidos pelo presente estudo, desta forma os voluntários tinham a informação do ambiente

que os circundavam. Possivelmente, se os mesmos tivessem entrado no laboratório com os olhos vendados sem terem a informação do ambiente os valores obtidos por este estudo poderiam ter sido mais significativos. Este procedimento foi realizado em estudo recente por Magalhães (2007) com o objetivo de investigar estratégias motoras durante a fase de pré e pós-aterissagem de salto em diferentes alturas, para isso o autor vendou os olhos dos voluntários não permitindo que os mesmos tivessem conhecimento da altura do salto.

Mesmo com a possibilidade de possíveis erros, como o ocasionado pelo cálculo do W , movimentos indesejáveis dos marcadores esféricos e o procedimento de vender os olhos, o presente estudo apresentou resultados relevantes e de acordo com a literatura como o estudo de Costa et al., (2008b) que apresentou resultados significativos principalmente no intervalo da pós-perturbação para a investigação da mesma tarefa. Porém não podemos descartar a hipótese que o método para calcular o W seja o mais apropriado para pequenos deslocamentos (análise postural), pois pode haver erros nos cálculos provenientes dos modelos antropométricos e de movimentos indesejáveis dos marcadores.

7 CONCLUSÃO

Os resultados deste estudo permitem concluir que os métodos que calculam o W_{CM} e o W_{tot} apresentam valores semelhantes, porém o método que calcula o W_{tot} é o mais adequado por ser mais completo, possibilitando a análise da energia mecânica de cada segmento, já o método que calcula o W_{CM} mostrou-se eficiente nos primeiros segundos após a perturbação por ser um método indicado para quantificar pequenos deslocamentos, como os ocasionados para a manutenção do controle postural. Com relação às diferenças encontradas para o W_{CM} de cada segmento para as condições com VP e PMV após a perturbação concluiu-se que a ausência da visão contribuiu significativamente para o aumento do W , principalmente para a primeira tentativa da tarefa, o que demonstra que ocorre um ajuste motor desta tentativa em relação as outras (tentativas 2 a 5) ocasionada pelo sistema somatossensitivo; estas diferenças foram encontradas principalmente para os membros inferiores durante os primeiros segundos após a perturbação motora, demonstrando que os mesmos apresentaram maior W nestes intervalos pois realizaram movimentos rápidos como resposta a perturbação para tentar restabelecer o controle postural. Quanto as diferenças encontradas na cabeça foram ocasionadas pelo sistema vestibular e não foram encontradas nos primeiros segundos após a perturbação motora devido a preferência do sistema nervoso em controlar a manutenção da postura pelo sistema somatossensitivo nos primeiros segundos após uma perturbação motora.

REFERÊNCIAS

ALEXANDER, R. Mechanics of bipedal locomotion. **Perspectives in experimental Biology**, Oxford – Pergamons Press, vol.1, p. 493-504, 1976.

ALLUM, J.H.J.; PFALTZ, C.R. Visual and vestibular contributions pitch sway stabilization in the ankle muscles of normals and patients with bilateral peripheral vestibular deficits. **Exp Brain Res**, v. 58, p. 82-94, 1985.

ARAMPATZIS, A.; BRÜGGEMANN, G.P. A mathematical high bar human body model for analyzing and interpreting mechanical-energetic processes on the high bar. **Journal of Biomechanics**, v. 31, p. 1083-1092, 1998.

ARAMPATZIS, A.; KNICKER, A.; METZLER, V.; BRUGGEMANN, G.P. Mechanical power in running: a comparison of different approaches. **Journal of Biomechanics**, v. 33, p. 457-463, 2000.

ASSAIANTE, C.; AMBLARD, B. An ontogenetic model for the sensorimotor organization of balance control in humans. **Human Movement Science**, Amsterdam, v.14, p.13-43, 1995.

ASTRAND, P.O.; RODAHL, K. **Tratado de fisiologia do exercício**. 2. ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 1980.

BARELA, J. A. Estratégias de controle em movimentos complexos: Ciclo percepção-ação no controle postural. **Ver. Paul. Educ. Fís.**, São Paulo, v. 3, p.79-88, 2000.

BERTENTHAL, B.I.; BAI, D.L. Infant's sensitivity to optical flow for controlling posture. **Developmental Psychology**, v. 25, p. 936-45, 1989.

BIGONGIARI, A.; LIMA, A.P.A.; PRADO, C.D.; SOUZA, A.S.I.; COTTA, R.F.; ADÃO, S.C.; COELHO, T. S.; MOCHIZUKI, L.; ARAÚJO, R.C. Controle postural em crianças saudáveis durante a atividade motora específica. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 2005. **Anais do Congresso Brasileiro de Biomecânica**, 2005. p. ____.

BILLETER, R.; HOPPELER, H. Muscular basis of strength. In: KOMI, P. **Strength and power in sport**, Oxford: Scientific Publications, 1992.

BITTENCOURT, D.; GOROSO, G.G.; LOPES, J.A. EMG Amplitude on the trunk extension performed with different visual conditions. **Anais 5ta. Conferencia Internacional de la Facultad de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de Oriente**. Santiago, Cuba, 2008, p. ___.

CANELAS, H. M.; ASSIS, J.L.; SCAFF, M. **Fisiopatologia do sistema nervoso**. São Paulo: Savier; 1993.

CAVAGNA, G.A. Storage utilization of elastic energy in skeletal muscle. **Exercise and Sport Sciences Review**, v.5, p.89-129, 1977.

CAVAGNA, G. A.; KANEKO, M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. **J.Physiol.**, v. 268, p. 467-481, 1977.

CLAUSER, C.E.; J.T. MCCONVILLE; J.W. YOUNG. Weight, Volume and Center of Mass of Segments of the Human Body. **AMRL Technical Report**, Wright-Patterson Air Force Base, OH, p. 60-70, 1969.

COELHO, D.B.; DUARTE, M. Modelo de rigidez muscular durante postura ereta quieta. **Labor. de Biofísica**, São Paulo: Escola de Ed. Física e Esporte, USP, p. ___, 2004.

COOK, A.S.; WOOLLACOTT, M.H. **Controle motor: teoria e aplicações práticas**. 2. ed. Barueri: Manole, 2003.

CORRIVEAU, H.; HÉRBERT, R.; PRINCE, F.; RAICHE, M. Postural control in the elderly: an analysis of test-retest and interrater reliability of the COP-COM variable. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 82, p. 80-85, 2001.

COSTA, R.M.C.L.; CASTRO, P.C.G.; GOROSO, D.G.; FERNANDES, J.A.L. Criterion to identify the interval autoperturbation in quiet position. **Anais 5ta. Conferencia Internacional de la Facultad de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de Oriente**. Santiago, Cuba, 2008(a), p. ___.

COSTA, R.M.C.L.; GOROSO, D.G.; FERNANDES, J.A.L. Análise de variáveis estabilográficas globais na extensão de tronco para a postura ereta. **Anais do Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**. Salvador, BA, 2008(b), p. ___.

DAPENA, J. A method to determine angular momentum of the human body about three orthogonal axes passing through the center of gravity. **Journal of Biomechanics**, v. 11, p. 251-256, 1978.

DEMPSTER, W.T. Space Requirements of the Seated Operator: Geometrical, Kinematic, and Mechanical Aspects of the Body with Special Reference to the Limbs. **WADC Technical Report**, Wright-Patterson Air Force Base, OH, p. 55-159, 1955.

DIENER, H.C.; DICHGANS, J.; GUSCHLBAUER, B.; BACHER M. Role of visual and static vestibular influences on dynamic posture control. **Hum neurobiol**, v. 5, p. 105-113, 1986.

DIETZ, V.; TRIPPEL, M.; HORSTMANN, G.A. Significance of proprioceptive and vestibulo-spinal reflexes in the control of stance and gait. In: PATLA, A.E. **Adaptability of human gait**. Amstemsam: Elsevier, 1991, p. 37-52.

ENG, J.J.; WINTER, D.A. & PATLA, A.E. Strategies for recovery from a trip in early and late swing during human walking. **Experimental Brain Research**, v. 102, p. 339-49, 1994.

EVaRT 5.0 (Manual), Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, USA, 2006. 1 CD-ROM

FABER, M.J.; SHAMHARDT, H.C.; VANWEEREN, P.R. Determination of 3D spinal kinematics without defining a local vertebral coordinate system. **J. Biomech.**, v. 32, p.1355-58, 1999.

FENN, W.D. Frictional And Kinetic factors in the work of sprint running. **Am. J. Physiol**, v. 92, p. 583-611, 1929.

FENN, W.D. Work against gravity and work due to velocity changes in running. **Am J Physiol**, v. 93, p. 433-462, 1930.

FOUDRIAT, B. A.; DI FABIO, R. P.; ANDERSON, J. H. Sensory organization of balance responses in children 3-6 years of age: a normative study with diagnostic implications. **Int J Pediatr Otorhinolaryngol**, v. 27, p. 225-271, 1993.

FREITAS, S.M.S.F.; DUARTE, M. Métodos de análise do controle postural. . **Labor. de Biofísica**, São Paulo: Escola de Ed. Física e Esporte, USP, p. __, 2006.

FOX, E.L.; MATHEWS, D.K. **Bases fisiológicas da educação física e dos desportos**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara, 1986.

GRONLEY, J. K.; PERRY, J. Gait analysis techniques: Rancho Los Amigos Hospital gait laboratory. **Phys Ther**, v. 64, p. 1831-37, 1984.

GOUBEL, F. Series elastic behavior during the stretchshortening cycle. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 3, n. 4, p. 439-43, 1997.

HALL, S.J. **Biomecânica básica**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara, 2000.

HANAVAN, E.P. A mathematical Model of the Human Body. **AMRL Technical Report**, Wright-Patterson Air Force Base, OH, v. __, p. 64-102, 1964.

HATZE, H. A mathematical model for the computational determination of parameter values for anthropomorphic segments. **J. Biomechanics**, v. 13, p. 833-43, 1980.

HILL, A.V. The series elastic components of muscle. **Proceedings of the Royal Society Biology**, v. 137, p. 273, 1950.

HORAK, F.B.; MACPHERSON, J.M. Postural orientation and equilibrium. In: SHEPARD, J.; ROWELL, I. **Hand-Book of physiology, Exercice: regulation and integration of multiple systems**. V. 12, New York, Oxford University, 1996, p. 255-292.

HORAK, F.B.; SHUMWAY-COOK A, GROWE, T.; BLACK, F.O. Vestibular function and motor proficiency in children with hearing impairments and in learning disabled children with motor impairments. **Dev Med Child Neurol**, v. 30, p. 64-70, 1988.

JENSEN, R.K.: Changes in segment inertia proportions between 4 and 20 years. **Med Sci Sports Exerc**, v. 22, p. 529-36, 1989.

KANDEL, E.R. **Princípios de neurociência**. 4. ed. Barueri: Manole, 2003.

LAFOND, D.; CORRIVEAU, H.; HÉRBERT, R.; PRINCE, F. Intrasession reability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 85, p. 896-901, 2004.

LEE, D.N ; ARONSON E. Visual proprioceptive control of standing in human infants. **Percept Psychophysics**, v. 15, p. 529-32, 1974.

LEE, D.N.; THONSON, J.A. Vision in action: The control of locomotion. In: INGLE, D.J., GOODALE, M. A. & MANFIELD, R.J.W. **Analysis of Visual Behavior**, 1. ed. Press Cambridge, 1982, p. 411-433.

MAcCOLLUM, G.; SHUPERT, C.L.; NASHNER, L.M. Organizing sensory information for postural control in altered sensory environments. **J. Theor. Biol.**, v. 180, n. 3, p. 257-70, 1996.

MAcCOLLUM, G.; LEEN, T. The form and exploration of mechanical stability limits in erect stance. **J Motor Behav**, v. __, p. 1-6, 1989.

MAGALHÃES, F.H.; GOROSO, D.G. Estratégias motoras durante as fases de pré e pós-aterrissagem de salto de diferentes alturas em indivíduos com deficiência visual. **Dissertação apresentada a comissão de pós-graduação da Universidade de Mogi das Cruzes, como requisito para obtenção do título de mestre em Engenharia Biomédica**, Mogi das Cruzes, 2007.

MASSION, J., WOLLACOTT, M. Normal balance and postural control. In: Bronstein, A.M.; BRANDT, T.; WOOLLACOTT, M. **Clinical aspects of balance and gait disorders**. London: Edward Arnold, 1996.

McGIBBON, C.A., PUNIELLO, M.S., KREBS, D.E. Mechanical energy transfer during gait in relation to strength impairment and pathology in elderly women. **Clinical Biomechanics**, v. 16, p. 324-33, 2001.

MERCK, S. Manual Merck, s. 23, c. 269. **Distúrbios musculoesqueléticos**. Brasil Merck & Co., Inc., USA, 2006.

METZLER, V.; ARAMPATZIS, A.; BRUGGEMANN, G. Influence of 2d and 3d body segment models on energy calculations during kinematics analysis of running. **Eur J Appl Physiol**, v. 86, p. 337-341, 2002.

MINETTI, A.E.; ARDIGÒ, L.P.; SAIBENE, F. Mechanical determinants of gradient walking energetics in man. **Journal of Physiology**, v. 471, p. 725-735, 1993.

MINETTI, A. E.; ARDIGÒ, L.P.; SAIBENE, F. The relationship between mechanical work and energy expenditure of locomotion in horses. **Journal of experimental biology**, v. 202, p. 2329- 2338, 1999.

MINETTI, A.E.; SAIBENE, F. Mechanical work rate minimization and freely chosen stride frequency of human walking: A mathematical model. **Journal of Physiology . J. exp. Biol.**, v.170, p. 19-34, 1992.

MOCHIZUKI, L. Estudo sobre variáveis biomecânicas relacionada aos ajustes posturais durante a postura ereta. **Lab. Biomecânica**, São Paulo, Escola de Educação Física e Esporte, USP; 2001.

NASHNER, L.M. Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance. **Exp Brain Res**, v. 30, p. 13-24, 1977.

NASHNER, L.M. Sensory, neuromuscular and biomechanical contributions to human balance. In: DUNCAN, P. **Balance: Proceedings of the APTA Forum**. Alexandria, VA: APTA, 1989, p. 5-12.

NASHNER, L.; WOOLLACOTT, M. The organization of rapid postural adjustments of standing humans: an experimental-conceptual model. In: TALBOTT, R.E.; HUMPHREY, D.R. **Posture and movement**. New York: Raven, 1979, p. 243-257.

NEPTUNE, R.R.; VAN DEN BOGERT, A.J. Standard mechanical energy analyses do not correlate with muscle work in cycling. **Journal of Biomechanical**, v. 31, p. 239-45, 1998.

OLIVIER, I. Monocular and binocular vision in one-hand ball catching: interocular integration. **Journal of Motor Behavior**, v. 30, n. 4, p. 343-51, 1998.

OKUNO, E.; FRATIN, L. **Desvendando a física do corpo humano. Biomecânica**. 1. ed. Barueri: Manole, 2003.

ORTHO TRAK 6.2 (Manual), Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, USA, 2004.

PAULUS, W.M.; STRAUBE, A.; BRANDT, T. Visual stabilization of posture: physiological stimulus characteristics and clinical aspects. **Brain**, v. 107, p. 1143-63, 1984.

PAULUS, W.M.; STRAUBE, A.; KRAFCZYK, S.; BRNDT, T. Differential effects of retinal target displacement, changing size and changing disparity in the control of anterior/ posterior and lateral body sway. **Experimental Brain Research**, v. 78, p. 243-52, 1989.

PROLICEN. **Curso de física I**. Disponível em: www.fisica.ufpb.br/prolicen/cursos/curso1/te73ece.html. Acesso em: 26 fevereiro 2008.

PURKISS, S.B.A.; ROBERTSON, D.G.E.; Methods for calculating internal mechanical work: comparison using elite runners. **Gait and Posture**, v. 18, p. 143-49, 2003.

RALSTON, H. J.; LUKIN, L. Energy levels of body segments during level walking, **Ergonomics**, v. 12, p. 39-46, 1969.

ROBERTSON, D.G.E; GALDWELL, G.E.; HAMILL, J.; KAMEN, G.; WHITTLESEY, S.N. Research Methods in Biomechanics. **Human Kinetics**, United States, p. ____, 2004.

SAAD, M. **Análise de marcha - Manual do CAMO – SBMFR**. São Paulo: Lemos, 1997.

SAIBENE, F.; MINETTI, A. E. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. **Eur J Appl Physiol**, v. 88, p. 297-316, 2003.

SALVINI, T.F; et. al. **Movimento articular: Aspectos morfológicos e funcionais. Biomecânica básica** . 1. ed. Barueri: Manole, 2005.

SCHADE, F.; ARAMPATZIS, A.; BRUGGEMANN, G.P. Influence of different approaches for calculating the athlete's mechanical energy on energetic parameters in the pole vault. **Journal of Biomechanics**, v. 33, p. 1263-68, 2000.

SCHIMIDT, R. A. **Motor control and learning**. 2. ed. Champaign, Human Kinetics, 1988.

SETTINERI, L.I.C. **Biomecânica: Noções gerais**. Rio de Janeiro: Atheneu, 1988.

SCHMUCKLER, M.A. Children's postural sway in response to low- and high-frequency visual information for oscillation. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v. 23, p. 528-45, 1997.

SHUMWAY-COOK, HORAK, F. Assessing the influence of sensory interaction on balance. **Phys Ther**, v. 66, p. 1548-1550, 1986.

SIDIA, M. CALLEGARI-JACQUES. **Bioestatística: princípios e aplicações**. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2003.

TEIXEIRA, A.L. **Controle motor**. 1. ed. Barueri: Manole, 2006.

UGRINOWITSCH, C.; BARBANTI, V.J. O ciclo de alongamento e encurtamento e a performance no salto vertical. **Rev. Paul. Educ. Fís.**, São Paulo, v.12 (1), p. 85-94, jan./jun. 1998.

VIEL, E. **A marcha humana, a corrida e o salto**. 1. ed. Barueri: Manole, 2001.

WHITTSETT, D.R. Some dynamic response characteristics of weight-less man. **AMRL Technical Documentary Report**, Wright Air force base, Dayton, OH, v. ___, p. 63, 1963.

WIECZOREK, S. A.; DUARTE, M.; ZATISIORKI, V.M. Manutenção do equilíbrio na postura ortostática em diferentes posições do corpo. In: IX CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, II, 2001. **Anais do Congresso Brasileiro de Biomecânica**, 2001.

WILLIAMS, K.R. The relationship between mechanical and physiological energy estimates. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 17, n. 3, p. 317-25, 1985.

WINTER, D. A.; QUANBURY, A.O.; REIMER, G.D. Analysis of instantaneous energy of normal gait. **Journal of Biomechanics**, v. 9, p. 253-7, 1976.

WINTER, D.A. A new definition of mechanical work done in human movement. **Department of kinesiology**, Waterloo, Canada, University of Waterloo, 1979(a).

WINTER, D.A. **Biomechanics and Motor Control**. 3. ed. Hoboken (New Jersey): Wiley, 2005.

WINTER, D.A. **Biomechanics and Motor Control of human movement**. New York: John Willey & Sons Inc., 1990.

WINTER, D.A. **Biomechanics of human movement**. New York: John Wiley & Sons Inc., 1979(b). p. 202.

WIKIPÉDIA. **Teorema do trabalho – energia**. Enciclopédia livre. Disponível em: http://pt.wikipedia.org/wiki/teorema_do_trabalho-energia. Acesso em: 26 fevereiro 2008.

YEADON, M.R.: The simulation of aerial movement – II: A mathematical model of the human body. **J. Biomechanics**, v. 23 (1), p. 67-74, 1989.

ZATSIORSKY, V.M., ARUIN, A.S., SELUJANOV, V.N. Biomechanick desmenschlichen Bewegungsapparates. **Sportverlag**, Berlin, v. __, p. __, 1984.

ZATSIORSKY, V.M.; SELUYANOV, V.N. The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. **Biomechanics VIII-B**. Champaign, IL: Human Kinetics, 1983. p. 1152-9.

APÊNDICE A – W_{CM} no intervalo da pré-perturbação

W_{CM} (J/kg) de cada voluntário durante a pré-perturbação para as condições com VP e PMV

W_{CM} (J/kg) pré-perturbação														
$\times 10^{-2}$ Vol,	Tentativas VP							Tentativas PMV						
	T1	T2	T3	T4	T5	μ	$\pm DP$	T1	T2	T3	T4	T5	μ	$\pm DP$
1	3.5	2.3	2.4	2.1	1.4	2.3	0.8	1.5	4.9	3.3	3.1	2.7	3.1	1.2
2	5.2	2.5	3.3	3.5	3.6	3.5	1.0	4.8	3.1	4.6	2.7	3.3	3.3	0.9
3	1.8	2.3	3.5	1.1	3.2	2.3	1.0	3.0	2.7	2.1	1.3	2.5	2.5	0.7
4	0.9	0.6	0.7	3.6	2.0	0.9	1.3	0.9	1.6	1.4	1.1	0.8	1.1	0.3
5	2.9	2.7	2.4	2.6	3.0	2.7	0.2	2.7	2.2	1.3	3.6	3.5	2.7	0.9
6	2.9	2.1	3.0	2.2	2.3	2.3	0.4	3.1	2.6	2.4	2.6	4.2	2.6	0.7
7	1.8	1.2	4.8	2.2	0.6	1.8	1.6	2.3	3.8	0.7	1.4	0.9	1.4	1.3
8	1.1	1.3	2.2	4.8	1.8	1.8	1.5	3.6	1.7	1.1	2.2	1.8	1.8	0.9
9	1.3	1.3	1.2	2.0	0.9	1.3	0.4	1.4	1.8	4.2	4.3	2.8	2.8	1.3
10	5.2	5.0	2.7	2.8	4.8	4.8	1.2	2.6	3.1	7.3	2.6	6.4	3.1	2.3
μ^*	2.3	2.2	2.6	2.4	2.1	X		2.7	2.7	2.2	2.6	2.8	X	
$\pm DP^*$	1.6	1.2	1.2	1.1	1.3	X		1.1	1.0	2.1	1.0	1.7	X	

Onde, VP: visão preservada; PMV: privação momentânea da visão; Vol.: voluntários; μ : média de cada voluntário obtida a partir das 5 tentativas; DP: desvio padrão de cada voluntário obtido a partir das 5 tentativas; μ^* : média dos 10 voluntários obtida a partir de cada tentativa (T); DP*: desvio padrão dos 10 voluntários obtido a partir de cada tentativa.

APÊNDICE B – W_{CM} no intervalo da perturbação

W_{CM} (J/kg) de cada voluntário durante a perturbação para as condições com VP e PMV.

W_{CM} (J/kg) perturbação														
Vol.	Tentativas VP							Tentativas PMV						
	T1	T2	T3	T4	T5	μ	$\pm DP$	T1	T2	T3	T4	T5	μ	$\pm DP$
1	2.62	3.04	2.94	3.08	2.79	2.94	0.19	2.60	2.80	2.82	2.73	2.96	2.80	0.13
2	2.89	3.25	3.13	3.22	3.24	3.22	0.15	3.21	3.30	3.26	3.18	3.16	3.21	0.06
3	2.91	2.92	2.98	3.02	3.03	2.98	0.05	2.76	2.76	2.98	2.85	2.93	2.85	0.10
4	2.21	2.04	2.52	2.52	2.25	2.25	0.21	2.26	2.10	2.33	2.10	2.31	2.26	0.11
5	3.07	3.44	3.20	3.44	3.38	3.38	0.17	3.12	2.91	2.95	2.95	2.94	2.95	0.08
6	3.45	3.30	3.33	3.33	3.33	3.33	0.06	3.23	3.34	3.45	3.54	3.43	3.43	0.12
7	2.35	2.38	2.45	2.51	2.50	2.45	0.07	2.43	2.20	2.19	2.49	2.53	2.43	0.16
8	1.97	1.84	1.88	1.92	1.89	1.89	0.05	2.15	2.03	2.03	1.86	1.98	2.03	0.10
9	2.52	2.48	2.59	2.60	2.58	2.58	0.05	2.31	2.43	2.67	2.78	2.64	2.64	0.19
10	3.22	3.25	3.29	3.33	3.34	3.29	0.05	3.21	3.15	3.51	3.46	3.32	3.32	0.16
μ^*	2.76	2.98	2.96	3.05	2.91	X		2.68	2.78	2.89	2.82	2.93	X	
$\pm DP^*$	0.47	0.57	0.46	0.49	0.52	X		0.43	0.49	0.52	0.54	0.45	X	

Onde, VP: visão preservada; PMV: privação momentânea da visão; Vol.: voluntários; μ : média de cada voluntário obtida a partir das 5 tentativas; DP: desvio padrão de cada voluntário obtido a partir das 5 tentativas; μ^* : média dos 10 voluntários obtida a partir de cada tentativa (T); DP*: desvio padrão dos 10 voluntários obtido a partir de cada tentativa.

APÊNDICE C – W_{CM} no Intervalo da pós-perturbação

W_{CM} (J/kg) de cada voluntário durante a pós-perturbação para as condições com VP e PMV.

W_{CM} (J/kg) pós-perturbação														
$\times 10^{-2}$ Vol.	Tentativas VP							Tentativas PMV						
	T1	T2	T3	T4	T5	μ	$\pm DP$	T1	T2	T3	T4	T5	μ	$\pm DP$
1	10.7	13.5	16.6	14.2	11.2	13.5	2.4	11.9	14.9	14.6	7.0	11.0	11.9	3.2
2	13.2	9.7	10.1	6.7	11.2	10.1	2.4	13.9	6.4	7.5	11.4	4.4	7.5	3.9
3	9.6	9.0	9.9	3.5	5.9	9.0	2.8	6.3	9.0	9.2	6.4	8.1	8.1	1.4
4	9.2	6.4	6.8	7.8	12.7	7.8	2.5	31.6	18.5	6.9	5.0	4.8	6.9	11.7
5	10.2	11.0	7.6	15.7	13.7	11.0	3.2	16.6	10.3	11.4	9.4	10.2	10.3	2.9
6	10.7	8.8	7.0	9.1	12.6	9.1	2.1	16.3	16.3	13.3	6.5	10.1	13.3	4.2
7	4.6	4.1	6.3	12.1	8.8	6.3	3.3	7.9	7.3	9.2	11.9	6.1	7.9	2.2
8	3.4	5.2	3.9	6.3	8.5	5.2	2.0	6.8	5.9	6.9	10.3	6.3	6.8	1.8
9	4.4	5.8	8.2	10.7	4.5	5.8	2.7	5.0	4.9	6.2	7.4	14.6	6.2	4.0
10	18.8	27.8	10.8	16.0	11.2	16.0	6.9	24.8	28.0	19.3	16.6	8.1	19.3	7.7
μ^*	9.9	8.9	7.9	9.9	11.2	X		12.9	9.7	9.2	8.4	8.1	X	
$\pm DP$	4.6	6.8	3.4	4.3	3.0	X		8.6	7.3	4.2	3.5	3.2	X	

Onde, VP: visão preservada; PMV: privação momentânea da visão; Vol.: voluntários; μ : média de cada voluntário obtida a partir das 5 tentativas; DP: desvio padrão de cada voluntário obtido a partir das 5 tentativas; μ^* : média dos 10 voluntários obtida a partir de cada tentativa (T); DP*: desvio padrão dos 10 voluntários obtido a partir de cada tentativa.

ANEXO A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido



HOSPITAL DAS CLÍNICAS
 DA *FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO*
 CAIXA POSTAL, 8091 – SÃO PAULO - BRASIL

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1. NOME DO PACIENTE:.....
 DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº: SEXO: Masc Fem
 DATA NASCIMENTO:/...../.....
 ENDEREÇO: Nº
 APTO:..... BAIRRO:.....CIDADE:
 CEP:..... FONE:DDD (.....).

2. RESPONSÁVEL LEGAL:
 NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador etc.)
 DOCUMENTO DE IDENTIDADE :..... SEXO: Masc Fem
 DATA NASCIMENTO:/...../.....
 ENDEREÇO: Nº
 APTO:..... BAIRRO:.....CIDADE:.....
 CEP:..... FONE:DDD (.....).

II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. **TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA:** ANÁLISE BIOMECÂNICA EM INDIVÍDUOS COM DEFICIÊNCIA VISUAL DURANTE ATIVIDADE MOTORA ESPECÍFICA.

2. **PESQUISADOR:** Pedro Cláudio Gonsales de Castro

CARGO/FUNÇÃO: Fisioterapeuta/Terapeuta Ocupacional

INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL Nº CREFITO 3/21120-F, CREFITO 3/4358-TO

UNIDADE DO HCFMUSP: DMR-HC/FMUSP

PESQUISADORA: Regina Maria Carvalho Leme Costa

CARGO/FUNÇÃO: Educadora Física

INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL Nº CREF SP043906

PESQUISADORA: Tânia Dora Anastácio Fonseca

CARGO/FUNÇÃO: Fisioterapeuta

INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL Nº CREFITO 14883-F

3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

SEM RISCO RISCO MÍNIMO RISCO MÉDIO
RISCO BAIXO RISCO MAIOR

4. DURAÇÃO DA PESQUISA: Uma sessão com previsão de no máximo (2) duas horas para a coleta dos dados; no Laboratório de Marcha da Divisão de Medicina e Reabilitação do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (DMR-HC/FMUSP).

III - REGISTRO DAS EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO PACIENTE OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA CONSIGNANDO:

1. Justificativa e os objetivos da pesquisa

1.1 Analisar o movimento de extensão de tronco através de sensores fixados em pontos anatômicos, sobre as plataformas de forma, utilizando o sistema de filmagem para obtenção de dados dos segmentos corporais durante o movimento.

1.2 Identificar estratégias de controle postural no momento em que o indivíduo chegue à posição em pé e estabelecer possíveis diferenças significativas entre os grupos.

2. Procedimentos que serão utilizados e propósitos, incluindo a identificação dos procedimentos que são experimentais.

Será realizada a análise do movimento, através de um sistema de filmagem computadorizada, utilizando-se marcadores esféricos, fixados por fita dupla face e aderidos sobre a pele em pontos anatômicos. Os dados serão aferidos por um receptor constituído de câmeras CCD com espectro de resposta sensível ao infravermelho.

3. Desconfortos e riscos esperados

A pesquisa inclui o uso de técnicas essencialmente não-invasivas. Portanto o voluntário não sofrerá qualquer risco durante o experimento.

4. Benefícios que poderão ser obtidos

Todas as despesas decorrentes da participação do voluntário, referente à pesquisa, independente de sua natureza, são de total responsabilidade dos pesquisadores.

5. Procedimentos alternativos que possam ser vantajosos para o indivíduo

Tendo em vista a tarefa de movimento proposta, a flexão e extensão de tronco, não é dado nenhum benefício para o indivíduo.

IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA CONSIGNANDO:

1. Acesso, a qualquer tempo, às informações sobre procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, inclusive para dirimir eventuais dúvidas.

Este estudo será desenvolvido nas dependências do Laboratório de Controle Motor e Núcleo de Pesquisas Tecnológicas da Universidade de Mogi das Cruzes (LACOM/NPT/UMC), pelo mestrando Pedro Cláudio Gonsales de Castro, Regina Maria Carvalho Leme Costa e Tânia Dora Anastácio Fonseca, com a orientação do Prof. Dr. Daniel Gustavo Goroso.

Os pesquisadores comprometem-se a divulgar ao voluntário todos os resultados obtidos durante o experimento/pesquisa.

2. Liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e de deixar de participar do estudo, sem que isto traga prejuízo à continuidade da assistência.

Todas as informações requeridas pelo voluntário, bem como quaisquer dúvidas, serão imediatamente consideradas e esclarecidas, deixando aberta ao mesmo a possibilidade de interrupção de sua participação a qualquer momento.

3. Salvaguarda da confidencialidade, sigilo e privacidade.

O nome e o endereço do voluntário, bem como qualquer dado que possibilite sua identificação, serão mantidos em sigilo absoluto.

4. Disponibilidade de assistência no HCFMUSP, por eventuais danos à saúde, decorrentes da pesquisa.

Em se tratando de pesquisa não invasiva, sem risco ao voluntário, não será feito nenhum tratamento ou assistência ao voluntário.

5. Viabilidade de indenização por eventuais danos à saúde decorrentes da pesquisa.

Não será feito nenhum tipo de indenização por não se tratar de pesquisa de risco.

ANEXO B – Aprovação do Comitê de Ética da UMC

Título: ANÁLISE BIOMECÂNICA EM INDIVÍDUOS COM DEFICIÊNCIA VISUAL DURANTE ATIVIDADE MOTORA ESPECÍFICA

Área de conhecimento: 3.13 – Engenharia Biomédica

Responsável pelo projeto: Prof. Daniel Gustavo Goroso

Alutores: Pedro Cláudio Gonsales de Castro

Regina Maria Carvalho Leme Costa

Tânia Dora Anastácio Fonseca

Msc Eng. José Augusto Fernandes Lopes

Processo CEP: 110/06

CAAE: 0111.0.237.000-06

Em reunião de 29 de agosto de 2006 o Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos aprovou o parecer que segue aqui descrito.

Resumo

Trata-se de trabalho de análise biomecânica de sujeitos com deficiência visual que dá continuidade a trabalho anterior de análise eletromiográfica.

Novamente, a metodologia não oferece qualquer incomodo aos sujeitos pois apenas requer movimentos simples para a análise biomecânica. Adicionalmente, o trabalho está bem escrito e embasado cientificamente, além de conter Termo de Consentimento adequado.

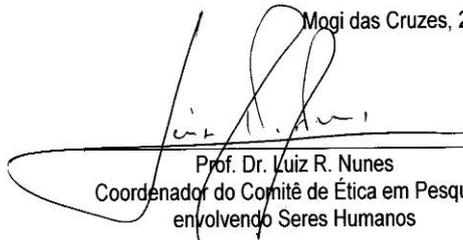
Parecer

Tendo em vista os benefícios da análise Biomecânica complementar à análise eletromiográfica, o parecer é favorável à aprovação do projeto.

Conclusão

Projeto aprovado de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde..

Mogi das Cruzes, 29 de agosto de 2006.



Prof. Dr. Luiz R. Nunes
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa
envolvendo Seres Humanos

**ANEXO C – Aprovação do Comitê de Ética da DMR-
HC/FMUSP**

FROM : INST OSCAR FREIRE FMUSP

PHONE NO. : 11 30659677

MAR. 13 2008 14:49 P2



APROVAÇÃO

A Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de 12/03/2008, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº **0069/08**, intitulado: **"ANÁLISE BIOMECÂNICA EM INDIVÍDUOS COM DEFICIÊNCIA VISUAL DURANTE ATIVIDADE MOTORA ESPECÍFICA"** apresentado pelo Departamento de **MEDICINA LEGAL, ÉTICA MÉDICA E MEDICINA DO TRABALHO**, inclusive o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar à CAPPesq, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196, de 10/10/1996, inciso IX.2, letra "c").

Pesquisador (a) Responsável: **José Augusto Fernandes Lopes**
 Pesquisadores Executantes: **Pedro Claudio Gonsales de Castro,**
Regina Maria Carvalho Leme Costa, Tânia Dora Anastácio Fonseca
 Orientador: **Prof. Dr. Daniel Gustavo Goroso**

CAPPesq, 17 de Março de 2008

Prof. Dr. Eduardo Massad
**Presidente da Comissão
 de Ética para Análise de
 Projetos de Pesquisa**

ANEXO D - Tabela de Dempster (1955)

Parâmetros dos segmentos corporais de Dempster							
Segmento	Pontos finais (proximal para distal)	Massa do segmento/ Massa total	Centro de massa/ comprimento do segmento		Raio de giro/ comprimento do segmento		
		(P) ^a	(R _{proximal}) ^b	(R _{distal}) ^b	(K _{cg}) ^c	(K _{proximal}) ^c	(K _{distal}) ^c
Mão	Centro do punho até segunda interfalangiana do terceiro dedo	0,0060	0,506	0,494	0,298	0,587	0,577
Antebraço	Cotovelo até o centro do punho	0,0160	0,430	0,570	0,303	0,526	0,647
Braço	Articulação glenoumeral até o centro do cotovelo	0,0280	0,436	0,564	0,322	0,542	0,645
Antebraço e Mão	Cotovelo até o centro do punho	0,0220	0,682	0,318	0,468	0,827	0,565
Membro superior	Articulação glenoumeral até centro do punho	0,0500	0,530	0,470	0,368	0,645	0,596
Pé	Tornozelo até bola do pé	0,0145	0,500	0,500	0,475	0,690	0,690
Perna	Joelho até centro do tornozelo	0,0465	0,433	0,567	0,302	0,528	0,643
Coxa	Quadril até centro do joelho	0,1000	0,433	0,567	0,323	0,540	0,653
Membro inferior	Quadril até centro do tornozelo	0,1610	0,447	0,553	0,326	0,560	0,650
Cabeça	C7-T1 até canal auricular	0,0810	1,000	0,000	0,495	1,116	0,495
Ombro	Articulação esternoclavicular até centro da articulação glenoumeral	0,0158	0,712	0,288			
Tórax	C7-T1 até T12-L1	0,2160	0,820	0,180			
Abdômen	T12-L1 até L4-L5	0,1390	0,440	0,560			
Pelve	L4-L5 até						

	Trocânter	0,1420	0,105	0,895			
Tórax e Abdômen	C7-T1 até L4-L5	0,3550	0,630	0,370			
Abdômen e Pelve	T12-L1 até trocanter maior	0,2810	0,270	0,730			
Tronco	Trocânter maior até articulação Glenoumeral	0,4970	0,495	0,505	0,406	0,640	0,648
Cabeça, braços e tronco	Trocânter maior até a articulação Glenoumeral	0,6780	0,626	0,374	0,496	0,798	0,621
Cabeça, braços e tronco	Trocânter maior até o meio da costela.	0,6780	1,142	-0,142	0,903	1,456	0,914

a= Massa do segmento como proporção da massa corpórea total

b= Distâncias dos finais distal e proximal do segmento até o centro de gravidade do segmento como proporção do comprimento do segmento.

C= O raio de giro sobre o centro de gravidade, finais distal e proximal do segmento até o centro de gravidade do segmento como proporção do comprimento do segmento.

Fonte: ROBERTSON, D.G.E; et. al. Research Methods in Biomechanics. United States: Human Kinetics. 2004.

ANEXO E – Método 2 de Arampatzis (2000)

$$W_{CM} = \int_{T_D}^{T_O} |\dot{E}_{CM}| \cdot dt, \quad E_{CM} = 1/2mV_{KCM}^2 + mgH_{CM}$$

Onde:

W_{CM} : Trabalho mecânico do centro de massa

E_{CM} : Energia mecânica específica do CM ;

V_{KCM} : Dados cinemáticos da velocidade do CM;

H_{CM} : Altura do CM dos voluntários;

m : Massa dos voluntários;

g : Aceleração gravitacional;

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)