

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA

Gustavo Balbinot

Trabalho de Conclusão de Curso

**CAMINHADA EM VELOCIDADES OSCILANTES: IMPLICAÇÕES NO  
MODELO DO PÊNDULO INVERTIDO.**

Orientador: Prof. Dr. Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga

Porto Alegre  
Dezembro de 2009

**GUSTAVO BALBINOT**

**CAMINHADA EM VELOCIDADES OSCILANTES: IMPLICAÇÕES NO  
MODELO DO PÊNDULO INVERTIDO.**

Trabalho de Conclusão de Curso  
apresentado como requisito parcial para  
obtenção do título de licenciado em  
Educação Física.

**Orientador**

**PROF. DR. LEONARDO ALEXANDRE PEYRÉ TARTARUGA**

**Porto Alegre  
Dezembro de 2009**

## AGRADECIMENTOS

A todos que de alguma forma contribuíram para a concretização dessa monografia e, que de alguma forma me apoiaram durante os dois últimos anos da minha formação. Foram anos cruciais, impulsionados pela valiosa oportunidade dada pelo professor Mario Generosi Brauner. Ao Mário gostaria de dedicar um agradecimento especial que não tenho palavras para expressar.

Desde então, diversas portas se abriram, porém se não fosse pelo reforço de ânimo e dignidade daquela minha nova função de monitor, nada do que se sucedeu seria possível. Revigorado parti para uma nova etapa, onde as atividades de pesquisa tomaram parte na minha vida. Nesse sentido gostaria de agradecer muito a todos os integrantes do grupo de mecânica e energética da locomoção terrestre (*Locomotion*): Fisher, Ribas, Thiago, Queiroz, Pantoja, Naty, Renata, Jorginho, Rodrigo, Marcus, Gabriel Fabrica, Paty Poleiro entre muitos outros. Em especial ao responsável por tudo isso (que assumiu a bronca!!), o meu orientador Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga, cujos ensinamentos foram, são e serão de grande valia para o meu futuro acadêmico e profissional.

Porém, a maior descoberta científica nessa minha nova empreitada, onde todos os achados foram significativos e corroboraram com a literatura foi alguém que, com certeza mudou o rumo da minha vida para sempre. Uma pessoa simplesmente fantástica, que das reuniões do grupo *Locomotion* às sextas feiras na sala 101 pulou para o lugar número 1 em minha vida, vivendo juntos 24 horas, 7 dias por semana, 365 dias por ano. Gostaria de agradecer muito a Clarissa, sem você nada disso seria possível.

Também a todos que me ajudaram no IBTeC, em especial ao professor Milton Antônio Zaro pela oportunidade de aprender e trabalhar junto a uma equipe de altíssima competência e credibilidade, onde a cada dia aprendi algo novo. Espero poder manter esses laços cada vez mais fortes e também de poder retribuir todo apoio e confiança que me foi dado.

Sei que, como o professor Mário sempre dizia, em um dia devemos trabalhar 8 horas, dormir 8 horas e “curtir” 8 horas. Porém existem momentos, como esse, em que somos 24 horas de trabalho e, ainda, 24 horas de curtidão e adoramos isso. Mas a gente sabe Mário, temos que dormir também, senão pagaremos o preço depois. São momentos únicos como uma monografia, uma dissertação ou uma tese, que passam e deixam lembranças e aprendizados. E, é esse pensamento de trabalho duro, sério e competente que me dá a certeza do sucesso.

Gostaria de fazer um agradecimento especial a toda a minha família principalmente aos meus pais, os professores Walter Balbinot e Ana Maria Balbinot, que sempre me deram total suporte e acreditaram na ciência.

## CAMINHADA EM VELOCIDADES OSCILANTES: IMPLICAÇÕES NO MODELO DO PÊNDULO INVERTIDO.

Gustavo Balbinot<sup>1</sup>  
Prof. Leonardo Alexandre Peyré tartaruga<sup>2</sup>

### RESUMO

A locomoção é uma característica do processo de evolução do ser humano. Compreender as determinantes mecânicas e os sistemas minimizadores de energia (SME) da locomoção é fundamental em diversos campos do conhecimento, entre eles as Ciências do Movimento Humano, e tem sido extensivamente estudadas em diferentes situações: velocidade (CAVAGNA *et al.*, 1963, 1964), gravidade (KRAM *et al.*, 1997 CAVAGNA *et al.*, 2005).

O mecanismo minimizador de energia na caminhada foi primeiramente fundamentado através do modelo conceitual conhecido por “rolling egg” (MARGARIA, 1938) onde o comportamento do aparato locomotor é comparado a um ovo rolando. Em um segundo momento, é introduzido o sistema do pêndulo invertido (PI) para a caminhada, *i.e.*, no qual o centro de massa (CM) durante um passo perde velocidade (energia cinética) ao ganhar altura (energia potencial) e vice-versa (CAVAGNA *et al.*, 1976).

Porém, o comportamento do PI durante uma aceleração positiva e/ou negativa e as suas repercussões na energética e mecânica da caminhada humana ainda não é bem compreendido. A partir dos resultados encontrados no presente estudo foi possível analisar o comportamento de algumas variáveis do PI em velocidades não constantes. As trocas de energia do CM foram prejudicadas pelas velocidades oscilantes com aceleração negativa (VAB), onde: um padrão anormal da curva de energia cinética do CM ( $E_k$ ), aumento no trabalho mecânico horizontal ( $W_f$ ) e externo ( $W_{ext}$ ) e uma diminuição na taxa de reconversão pendular ( $R$ ) foram encontrados. Esses achados constituem o primeiro passo para compreender a caminhada humana livre, isto é, não restrita às velocidades constantes.

### PALAVRAS-CHAVE

velocidade oscilante - pêndulo invertido - reconversão pendular

---

<sup>1</sup> Estudante de graduação do curso de Educação Física. Resumo do trabalho de conclusão de curso. E-mail: [gustavo.balbinot@hotmail.com](mailto:gustavo.balbinot@hotmail.com)

<sup>2</sup> Professor do curso de Educação Física. Professor orientador. E-mail: [leotartaruga@gmail.com](mailto:leotartaruga@gmail.com). Porto Alegre, 23 de novembro de 2009.

## SUMÁRIO

<b>Lista de equações.....</b>	<b>6</b>
<b>Lista de figuras .....</b>	<b>7</b>
<b>Lista de tabelas .....</b>	<b>8</b>
<b>Definição de termos .....</b>	<b>9</b>
<b>Lista de abreviaturas, símbolos e unidades .....</b>	<b>10</b>
<b>1. Introdução .....</b>	<b>13</b>
<b>2. Revisão de literatura .....</b>	<b>17</b>
<b>2.1. Estudo da caminhada em velocidade oscilante .....</b>	<b>17</b>
<b>2.2. Curvas de força de reação do solo e energia mecânica do CM .....</b>	<b>19</b>
<b>2.3. Trabalho externo, vertical e horizontal na caminhada .....</b>	<b>24</b>
<b>2.4. Reconversão pendular na caminhada .....</b>	<b>27</b>
<b>3. Materiais e métodos.....</b>	<b>30</b>
<b>3.1. Questões de pesquisa.....</b>	<b>30</b>
<b>3.2. Definição operacional das variáveis.....</b>	<b>30</b>
<b>3.3. Amostra.....</b>	<b>32</b>
<b>3.4. Aspecto ético .....</b>	<b>33</b>
<b>3.5. Procedimentos metodológicos .....</b>	<b>34</b>
3.5.1. AQUISIÇÃO DE DADOS.....	34
3.5.2. ANÁLISE DE DADOS .....	36
<b>3.6. Instrumento de coleta de dados.....</b>	<b>39</b>
<b>3.7. Procedimentos estatísticos.....</b>	<b>40</b>
<b>4. Resultados e discussão .....</b>	<b>42</b>
<b>4.1. Parâmetros espaço temporais e forças de reação do solo .....</b>	<b>42</b>
<b>4.2. Trabalho mecânico vertical, horizontal e externo .....</b>	<b>46</b>

<b>4.3. Reconversão pendular (<math>R</math>), Transdução pendular (<math>R_t</math>) e reconversão pendular acumulada (<math>R_{int}</math>).....</b>	<b>52</b>
<b>4.4. Reflexões finais.....</b>	<b>57</b>
<b>5. Considerações finais .....</b>	<b>59</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>60</b>
<b>Anexo 1 .....</b>	<b>67</b>
<b>Apêndice 1 .....</b>	<b>70</b>
<b>Apêndice 2 .....</b>	<b>71</b>
<b>Apêndice 3 .....</b>	<b>73</b>

**LISTA DE EQUAÇÕES**

Equação 1.....	21
Equação 2.....	22
Equação 3.....	22
Equação 4.....	22
Equação 5.....	22
Equação 6.....	23
Equação 7.....	23
Equação 8.....	24
Equação 9.....	28
Equação 10.....	29
Equação 11.....	29
Equação 12.....	50
Equação 13.....	51

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Modelo “ <i>rolling egg</i> ” proposto por Margaria e modelo do Pêndulo Invertido (CAVAGNA <i>et al.</i> , 1976) .....15
Figura 2.	Energia cinética e potencial do CM corporal durante um passo, em destaque os incrementos positivos das energias..... 27
Figura 3.	Plataformas de força AMTI e fotocélulas utilizadas no presente estudo.....35
Figura 4.	Componente vertical da FRS para o sujeito dois da amostra na VAS. Em destaque o ponto onde as curvas de FRS foram recortadas. ....39
Figura 5.	Média e desvio padrão das curvas de FRS, para um sujeito da amostra.....44
Figura 6.	Média e desvio padrão das curvas de FRS, para o sujeito dois da amostra: (a) componente AP da VAB e VAC e (b) componente vertical da VAB e VAC.....45
Figura 7.	Diferenças nas variáveis trabalho externo relativo e trabalho horizontal relativo, na comparação entre as velocidades constantes e oscilantes de progressão na caminhada.....48
Figura 8.	Estimativa da energia metabólica extra devido à velocidade oscilante segundo procedimento matemático proposto por MINETTI <i>et al.</i> , 2001.....51
Figura 9.	<i>Recovery</i> para todos os sujeitos da amostra.....52
Figura 10.	Padrão de comportamento das energias cinética e potencial para o sujeito dois amostra.....54
Figura 11.	Médias para a transdução pendular e médias e desvios padrão para a reconversão pendular acumulada durante um passo para o sujeito dois da amostra.....56



**LISTA DE TABELAS**

Tabela 1.	Características da amostra.....	33
Tabela 2.	Valores médios e desvios padrão da variável velocidade horizontal.....	42
Tabela 3.	Valores médios e desvios padrão, para todos os sujeitos da amostra, das variáveis trabalho vertical, trabalho horizontal, trabalho externo e reconversão pendular.....	47

## DEFINIÇÃO DE TERMOS

- § **Eficiência mecânica:** A potência mecânica gerada dividida pela potência metabólica despendida durante uma passada;
- § **Passada:** Um período que compreende desde o momento do contato de um pé com o solo e finaliza no subsequente momento de contato do mesmo pé;
- § **Passo:** Um período que compreende desde o momento do contato de um pé com o solo e finaliza no subsequente momento de contato do pé contra-lateral;
- § **Recovery – R:** Percentual de transferência entre energia cinética e potencial gravitacional durante um ciclo de passada;
- § **Trabalho mecânico externo:** O trabalho realizado para elevar e acelerar o CM em relação ao ambiente externo. No presente estudo foi desconsiderado o trabalho mecânico externo advindo de acelerações horizontais médio-laterais;
- § **Trabalho mecânico interno:** O trabalho realizado para acelerar os segmentos em relação ao CM;
- § **Trabalho mecânico total:** O somatório dos módulos do trabalho mecânico externo e interno. No presente estudo, o trabalho interno foi considerado aceitando transferência de energia mecânica entre segmentos de mesmos membros;
- Energia cinética:** É a energia advinda da variação quadrática de velocidade multiplicada pela M do indivíduo ( $E_k = \frac{1}{2} mv^2$ ). No presente estudo a energia cinética vertical do CM foi desprezada (CAVAGNA *et al.*, 2002);
- § **Energia potencial:** É a energia advinda da variação da altura do CM do indivíduo, multiplicada pela sua M e a aceleração da gravidade ( $E_p = m g S_v$ ).
- § **Velocidade oscilante:** uma variação de velocidade horizontal do centro de massa em torno de uma velocidade horizontal média do mesmo;

## LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E UNIDADES

$\Delta E$	é a energia adicional causada pelo movimento oscilatório
$a_f$	aceleração horizontal
$a_v$	aceleração vertical
AP	ântero posterior
CM	centro de massa
$DF$	<i>duty factor</i> (fração da passada na qual um pé toca o solo)
dp	desvio-padrão
$dt$	período de um quadro ( <i>frames</i> )
$E_{cm}$	energia mecânica do CM
$eff$	eficiência mecânica
$E_k$	energia cinética horizontal
$E_p$	energia potencial gravitacional do CM
$E_{total}$	energia total necessária para realizar a locomoção
$F$	força
FRS	força de reação do solo
$g$	aceleração gravitacional, $9.8 \text{ m.s}^{-2}$
Hz	Hertz
J	Joules
kg	quilograma
km	quilometro
$M$	massa corporal
m	metros

mV	milivolts
N	Newtons
$\rho$	índice de significância estatístico
PC	peso corporal
$R$	<i>Recovery</i> , percentual de reconversão entre energia cinética e potencial gravitacional
$R_t$	transdução entre energia cinética e potencial gravitacional
$R_{int}$	transdução acumulada entre energia cinética e potencial gravitacional durante um passo
s	segundos
$S_v$	deslocamento vertical do CM durante um passo
SME	sistemas minimizadores de energia
$t$	tempo
$t_{passo}$	tempo de um passo
$t_{passada}$	tempo de uma passada
$t_c$	tempo de contato
$v$	velocidade escalar
$v_f$	velocidade escalar horizontal do CM
$v_v$	velocidade escalar vertical do CM
VAS	velocidade auto selecionada
VAB	velocidade oscilante com aceleração negativa
VAC	velocidade oscilante com aceleração positiva
$W^-$	trabalho mecânico negativo
$W$	trabalho mecânico

$W^+$	trabalho mecânico positivo
$W_{\text{ext}}$	trabalho mecânico externo
$W_f$	trabalho mecânico externo horizontal
$W_v$	trabalho mecânico externo vertical
$\Delta C$	é o custo metabólico extra causado pelo movimento oscilatório

## 1. INTRODUÇÃO

A locomoção é uma característica fundamental no processo de evolução do ser humano (SAIBENE e MINETTI, 2003). Dessa forma, a importância de estudos científicos que descreveram e analisem as diferentes variáveis envolvidas nesse processo é evidente. Desde meados do século XIX, cientistas e filósofos dedicam suas vidas ao estudo desses fenômenos complexos, *e.g.*, caminhada (CAVAGNA *et al.*, 1976a; CAVAGNA *et al.*, 1976b; CAVAGNA *et al.*, 2002), corrida (CAVAGNA *et al.*, 1976a; CAVAGNA *et al.*, 1976b; CAVAGNA *et al.*, 1970), trote (CAVAGNA *et al.*, 1987), galope (MINETTI *et al.*, 1999), em animais e em humanos.

Marey e Demeny (1885) utilizaram plataformas de força<sup>3</sup> para medir a componente vertical da força exercida pelo pé contra o solo durante saltos verticais. Em meados dos anos 30, o fisiologista muscular Wallace Fenn utilizou um tipo de plataforma similar para medir os componentes horizontais positivos e negativos da força aplicada pelo corpo no solo durante a corrida. A partir destas medidas ele calculou o trabalho mecânico ( $W$ ) necessário a cada ciclo de passada devido às mudanças de velocidade do centro de massa corporal (CM) de um homem correndo. Em 1939 Herbert Elftman<sup>4</sup> usou uma plataforma de força para medir a força exercida por um pé contra o solo durante a caminhada.

A 1ª e 2ª guerras mundiais motivaram quase a totalidade dos trabalhos na área da locomoção humana nos início do século XX. Parte das pesquisas desenvolvidas foi patrocinada por militares como, por exemplo, a força armada francesa. Amar (1920) usou uma plataforma de força rudimentar para estudar a locomoção de soldados amputados em

---

<sup>3</sup> Plataforma de força é um instrumento biomecânico equipado com *strain gauges* capaz de registrar a força através de variações nos comprimentos de resistências, resultando em diferentes sinais de tensão para diferentes forças aplicadas (BARELA & DUARTE, 2006)

<sup>4</sup> ELFTMAN, H. The force exerted by the ground in walking. *Arbeitsphysiologie* 10: 485-491, 1939.

decorrência da primeira guerra mundial. Da mesma forma, pesquisas na Universidade da Califórnia (KLOPSTEG & WILSON, 1954) foram custeadas por investimentos do comitê em membros artificiais da *National Academy of Sciences*<sup>5</sup>.

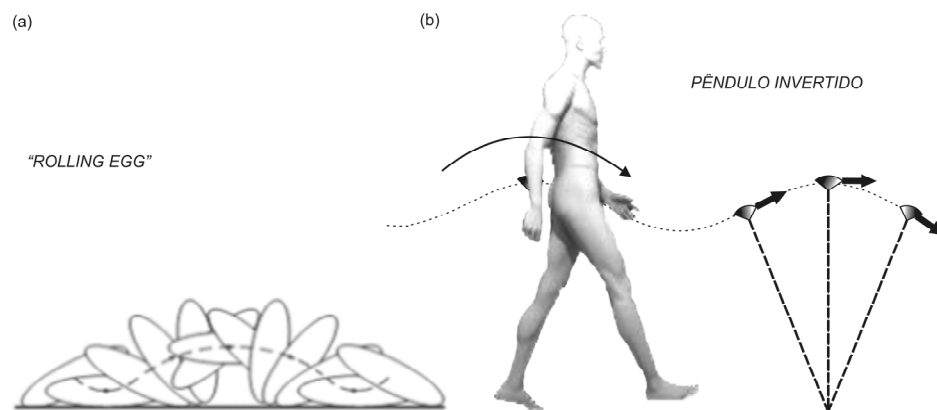
A locomoção humana é constituída basicamente por duas formas: caminhada e corrida. As determinantes mecânicas e os mecanismos minimizadores de energia da locomoção são extensivamente estudados em diferentes situações: velocidade (CAVAGNA *et al.*, 1963, 1964), gravidade (CAVAGNA *et al.*, 2005) e planos inclinados (MINETTI *et al.*, 1993, 1994). E são primordialmente descritas no artigo clássico “As Fontes do Trabalho Mecânico Externo na Caminhada e Corrida” (CAVAGNA *et al.*, 1976), onde os autores descrevem as trocas de energias na caminhada e na corrida (sistemas minimizadores de energia; SME).

A caminhada e a corrida humana são formas de locomoção relativamente ineficientes se comparadas a de outros animais como pássaros e outros mamíferos. Humanos gastam aproximadamente o dobro de oxigênio por quilograma de massa corporal por quilometro percorrido quando comparados a um mamífero de mesmo tamanho (CARRIER *et al.*, 1984; TAYLOR *et al.* 1982a, 1982b ). Isto é associado às grandes “re” acelerações passo a passo para manter a velocidade de locomoção. Nesse sentido faz-se necessário um sistema que minimize esse dispêndio energético. Com os SME a caminhada torna-se um meio de transporte econômico e a sua necessidade de energia excede em apenas 50% o metabolismo de repouso (a  $0,6 \text{ m.s}^{-1}$  é de aproximadamente  $2,44 \text{ W.kg}^{-1}$ ). Para descrever esses sistemas existem modelos, físicos, conceituais e matemáticos, que buscam simplificar e explicar as relações de trocas de energia seguindo o princípio da conservação newtoniano.

---

<sup>5</sup> *National Academy of Sciences (NAS)* é uma sociedade científica dedicada a ciência e tecnologia e foi fundada em março 1863, pelo então presidente dos Estados Unidos da América Abraham Lincoln.

O sistema minimizador de energia na caminhada foi descrito primeiramente pelo modelo conceitual conhecido por “*Rolling egg*” (figura 1a), onde o comportamento do aparato locomotor remete a um ovo rolando. Em um segundo momento os pesquisadores propõem o sistema do pêndulo invertido<sup>6</sup> para a caminhada (figura 1b; CAVAGNA *et al.*, 1976), *i.e.*, durante um ciclo de passada o CM perde velocidade (energia cinética;  $E_k$ ) ao ganhar altura (energia potencial;  $E_p$ ) e vice-versa. Em contraste, a corrida é caracterizada como um sistema massa mola, *i.e.*, a energia elástica é adicionada na troca entre as  $E_k$  e  $E_p$  (que estão em fase). No presente estudo será analisado apenas o SME do PI na caminhada.



**Figura 1.** Modelo “*rolling egg*” (a) proposto por Margaria (RUINA *et al.*, 2005) e Modelo do Pêndulo Invertido (b) proposto por Cavagna *et al.* (1976).

Ainda relativo SME do PI (mecanismo pendular), a quantidade de energia reconvertida pôde ser quantificada a partir da introdução do conceito de “*recovery*” ( $R$ ; CAVAGNA *et al.*, 1976), *i.e.*, variável que quantifica a reconversão das energias mecânicas<sup>7</sup> ao longo do movimento pendular característico da caminhada ( $E_k$  e  $E_p$ ; CAVAGNA *et al.*, 1976 *passim*). A transdução pendular ( $R_t$ ), *i.e.*, a reconversão pendular instantânea para cada

<sup>6</sup> Pêndulo invertido é o sistema que descreve as trocas de energia durante a caminhada humana, onde o CM do indivíduo seria a massa do pêndulo e o membro inferior durante a fase de apoio seria a haste fixa do pêndulo (CAVAGNA *et al.*, 1976)

<sup>7</sup> Energia Mecânica do CM é a capacidade de realizar trabalho mecânico. (SAIBENE & MINETTI, 2003)



momento do passo, e a reconversão pendular acumulada ( $R_{int}$ ) ao longo do passo foram introduzidas para fins de melhor visualização do  $R$  ao longo do passo (CAVAGNA *et al.* 2002). Outra forma de analisar as energias envolvidas no SME do PI é a através da *congruency* que quantifica o período de tempo em que as  $E_k$  e  $E_p$  estão em fase ou fora de fase (AHN *et al.*, 2004).

Porém a literatura referente à mecânica e energética da caminhada humana analisa esse tipo de locomoção em situações de velocidade horizontal do CM constante. Em situações reais, as velocidades exercidas durante a caminhada não são constantes, pelo contrário, oscilam em função das diferentes situações e restrições. Mesmo em uma caminhada com velocidade total constante estão envolvidas acelerações, no momento do despegue (fase de propulsão), e desacelerações no momento do contato (fase de frenagem).

O único trabalho que analisou a caminhada em velocidades oscilantes, *i.e.*, velocidades variando acima e abaixo da velocidade ótima de caminhada, evidenciou um custo metabólico maior para essas velocidades (em oscilações acima de  $0,27 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ ; MINETTI *et al.*, 2001). Desta forma, a escassez de estudos referentes a este tipo de fenômeno motivou o presente estudo.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

A caminhada humana é o meio que permitiu aos seres humanos evoluir e sobreviver por milhares de anos. Para compreender como o ato de caminhar resultou em um menor gasto energético para a locomoção, diversos fatores podem ser estudados. Para compreender isso e, também, as características de uma locomoção livre, ou seja, uma locomoção com velocidades não constantes ou oscilando, foi escrita essa revisão de literatura, a qual abrangeu os seguintes tópicos: (1) estudo da caminhada em velocidade oscilante, (2) forças de reação do solo (FRS) e energia mecânica do CM, (3) trabalho externo ( $W_{ext}$ ), vertical ( $W_v$ ) e horizontal ( $W_f$ ) na caminhada e (4) reconversão pendular ( $R$ ) na caminhada.

### 2.1 Estudo da caminhada em velocidade oscilante

A quase totalidade dos estudos da locomoção humana, incluindo os estudos relacionados à caminhada humana, analisa estes fenômenos em velocidade horizontal média constante. Um aumento ou diminuição na velocidade de caminhada resulta em alterações na relação frequência/comprimento de passada, entre outros (BERTRAM & RUINA, 2001). A relação frequência/comprimento, assim como a transição caminhada/corrida têm relação direta com o aumento da velocidade e são extensivamente descritas em diversos estudos (BERTRAM & RUINA, 2001; UMBERGER *et al.* 2007; NILSON & THORSTENSSON, 1989; NILSON *et al.*, 1985; SAIBENE & MINETTI, 2003). Nilson & Thorstensson (1989) analisaram as relações velocidade-curva de força de reação do solo (FRS) para caminhada e corrida.

No artigo supracitado, o comportamento das curvas de FRS foi associado ao aumento ou diminuição da velocidade de progressão na caminhada e corrida humana. Foi observada uma diminuição na duração do sinal de força e um aumento no pico da curva de FRS em magnitude com o aumento da velocidade de caminhada, resultando em um decréscimo no impulso total (de 500 para 290 N.s; NILSON & THORSTENSSON, 1989).

Diferentes velocidades foram utilizadas na análise das curvas de FRS e, para a coleta ser válida, a velocidade horizontal média do CM teria que ser constante para cada velocidade. Caracterizou-se uma velocidade de progressão constante quando o resultado era um impulso horizontal negativo na primeira parte do passo (frenagem<sup>8</sup>) similar ao impulso horizontal positivo na segunda fase (despregue<sup>9</sup>). Desta forma, os autores garantiram a invariância do momento corporal líquido, ou seja, uma aceleração positiva ou aceleração negativa horizontal do CM.

Na velocidade não constante, o padrão da componente ântero posterior (AP) da FRS é diferente do padrão normal observado na velocidade constante (NILSON & THORSTENSSON, 1989). Da mesma forma, com a variação da velocidade também há diferenças no impulso AP. Para baixas velocidades de caminhada houve um aumento do impulso AP (despregue) e em altas velocidades ocorreu um decréscimo no impulso de frenagem (frenagem). Nesse sentido, a componente AP da FRS mostra-se mais sensível à variação de velocidade (NILSON & THORSTENSSON, 1989).

O interesse na locomoção intermitente não é restrito às ciências biológicas (MINETTI *et al.*, 2001). Nas pesquisas de economia energética de motores de combustão interna, pesquisadores da indústria automotiva constataram que a maior

---

<sup>8</sup> Frenagem é a tradução para o português do termo clássico *brake*, que caracteriza fase de frenagem da caminhada.

<sup>9</sup> Despregue é a tradução para o português do termo *push off*, que caracteriza a fase de retirada do pé com o solo na caminhada.

economia de combustível (3306 km por litro de gasolina – M.M.C., Eco Maratthon Nokia 24.08.2008) ocorreu quando os engenheiros responsáveis utilizaram uma estratégia de movimento intermitente, *i.e.*, uma aceleração positiva ativa era seguida de aceleração negativa passiva.

Há uma escassez de trabalhos científicos que relatem os efeitos das velocidades não constantes no comportamento do PI e suas variáveis. Desta forma, o presente estudo tem como principal referencial o artigo “*Energetics and Mechanics of Human Walking at Oscillating Speeds*”<sup>10</sup>.

Nesse estudo, os autores analisaram o custo metabólico, *i.e.*, dispêndio metabólico por metro percorrido, em sete sujeitos que caminharam em velocidades constantes e oscilantes. Como resultado uma invariância do custo metabólico em oscilações de até  $\pm 0.42 \text{ m.s}^{-1}$  foi observada. O resultado sugere baixa influência das oscilações de velocidade no consumo de energia metabólica (com as velocidades oscilando com uma aceleração de até  $0.27 \text{ m.s}^{-2}$ ). Porém, no estudo supracitado, não há um foco nas variáveis dos SME do PI, como por exemplo:  $R$ ,  $W_v$ ,  $W_f$ ,  $W_{ext}$ . Além disso, um aumento inesperado ocorreu no consumo de energia metabólica (com as velocidades oscilando a  $\pm 0.55 \text{ m.s}^{-1}$ ; e com a aceleração de  $0.37 \text{ m.s}^{-2}$ ; MINETTI *et al.*, 2001).

## 2.2 Curvas de força de reação do solo e energia mecânica do CM

A força mais comum atuando sobre o corpo humano é a FRS e tem como ponto de aplicação (ou ponto de contato) o pé, tanto na situação de repouso em dois apoios,

---

<sup>10</sup> MINETTI A. E., ARDIGO L. P., CAPODAGLIO E. M., SAIBENE F. *Energetics and Mechanics of Human Walking at Oscillating Speeds*. AMER. ZOOL., 41:205-210 (2001).

caminhada ou corrida. Esse vetor de força é tridimensional e, é constituído por um componente vertical mais dois componentes de cisalhamento que agem sobre a superfície da plataforma de força. Essas forças de cisalhamento são usualmente denominadas de componente AP e médio lateral (WINTER, 2004). O componente vertical dessa força tem a função de suportar o peso corporal (PC), enquanto o componente AP permite a aceleração horizontal positiva ou negativa do indivíduo (BIEWENER, 2003).

Diferentes modos de progressão apresentam padrões específicos de FRS (NILSON & THORSTENSSON, 1989). Na caminhada humana, sempre há ao menos um pé em contato com o solo (fase de apoio) e um breve período onde os dois pés estão em contato com o solo (fase de apoio duplo). E a corrida é caracterizada pela presença de uma fase aérea, onde nenhum dos pés faz contato com o solo. As diferenças entre caminhada e corrida ficam salientes na análise dos padrões das curvas de FRS (BIEWENER, 2003; FARLEY *et al.* 1998; NILSON & THORSTENSSON, 1989).

A componente vertical da FRS da caminhada apresenta um aumento rápido a partir do contato do calcanhar com o solo, até um valor de pico onde a FRS excede o PC (*i.e.*, a massa corporal é acelerada para cima), então durante o apoio médio<sup>11</sup> ela tem um decréscimo abaixo do PC. No despregue os flexores plantares são ativados e, essa flexão plantar causa um segundo aumento acima do PC, o segundo pico da componente vertical da FRS (WINTER, 2004).

A componente AP da FRS da caminhada, imediatamente após o contato do pé com o solo, tem valores negativos indicando uma força de fricção entre o solo e o pé

---

<sup>11</sup> Apoio médio é a fase correspondente a metade da fase de apoio e corresponde ao vale característico da componente vertical da FRS na caminhada.

para trás. Na segunda metade da fase de contato a curva de FRS é positiva, indicando que ela está “empurrando” o sujeito para frente (FARLEY *et al.*, 1998; WINTER, 2004). Na primeira metade do passo há um sinal de força positivo - nesse momento o pé que realiza o contato está à frente do CM corporal, então a força na plataforma tem o sentido para frente. Na segunda metade do passo há um sinal negativo (CAVAGNA *et al.*, 1966). Contudo, para fins de cálculos matemáticos, os sinais da componente AP da curva de FRS são convencionados.

Uma possibilidade de cálculos matemáticos com dados advindos de curvas de FRS é a obtenção de dados de posição e velocidade do CM. Com estes dados inúmeras alternativas de análise são abertas, como por exemplo, o cálculo de  $W$  e  $R$ . Cavagna (1985) descreve procedimentos matemáticos para obter dados de  $W_{ext}$  a partir de dados de força. Através da plataforma de força dados de força (i) vertical e (ii) horizontal são obtidos. No primeiro caso, ao subtrair da componente vertical da FRS o PC e dividir essa resultante pela  $M$  dados de aceleração vertical do CM são obtidos, seguindo a segunda Lei de Newton (equação 1a e 1b):

$$F_v = M a_v \quad \text{[equação 1a]} \quad F_f = M a_f \quad \text{[equação 1b]}$$

$$F_v - P = M a_v \quad \text{[equação 2a]} \quad a_f = F_f / M \quad \text{[equação 2b]}$$

$$a_v = (F_v - P) / M \quad \text{[equação 3]}$$

em que,

$F_v, F_f$  (N): é a componente vertical e AP da FRS, respectivamente;

$M$  (Kg): é a massa corporal;

$a_v, a_f$  ( $m.s^{-2}$ ): é a aceleração vertical e horizontal do CM, respectivamente;

$P$  (N): é o peso corporal.

Ao integrar esses dados de aceleração, o resultado é a velocidade vertical do CM em cada instante da passada e, se uma segunda integração for realizada o resultado é o deslocamento vertical do CM (CAVAGNA *et al.*, 1985), da seguinte forma:

$$\int a_v = v_v + C_1 \quad [\text{equação 4a}] \quad \int a_f = v_f + C_3 \quad [\text{equação 4b}]$$

$$\int v_v = S_v + C_2 \quad [\text{equação 5}]$$

em que,

$a_v, a_f$  (m.s<sup>-2</sup>): é a aceleração vertical e horizontal do CM, respectivamente;

$v_v, v_f$  (m.s<sup>-1</sup>): é a velocidade vertical e horizontal do CM, respectivamente;

$S_v$  (m): é o deslocamento vertical do centro de massa;

C: é a constante de integração.

Este deslocamento vertical ( $S_v$ ), é utilizado como dado de entrada da equação 7 para o cálculo da  $E_p$  do CM. No segundo caso, ao dividir a componente horizontal da FRS pela M (equação 2b), são obtidos dados de aceleração horizontal do CM ( $a_f$ ). A integração dessas  $a_f$  resulta na velocidade horizontal do CM ( $v_f$ ; equação 4b), dado de entrada da equação 6. O produto é a  $E_k$  a cada instante da passada, que somada a  $E_p$  a cada instante da passada resulta na  $E_{\text{total}}$ .

Quando os incrementos positivos das curvas de  $E_p$ ,  $E_k$  e  $E_{\text{total}}$  são somados ao longo do tempo de um passo completo, o resultado é a variação desta energia ao longo do passo, *i.e.*,  $W_v$ ,  $W_f$  e  $W_{\text{ext}}$  respectivamente. Somente os incrementos positivos de energia são somados, uma vez que se, os incrementos negativos também fossem

adicionados aos cálculos de  $W$  o resultado seria aproximadamente zero (CAVAGNA *et al.*, 1976).

Então, através da integral da força foram obtidos os dados de velocidade do CM e de uma dupla integral da força foram obtidos os dados de posição do CM. Na equação 6, a energia responsável por acelerar horizontalmente o CM em relação ao ambiente ( $E_k$ ) é definida:

$$E_k = \frac{1}{2} m v^2 \quad \text{[equação 6]}$$

em que,

$E_k$  (J): é a energia cinética horizontal do centro de massa;

$M$  (Kg): é a massa corporal;

$v_v$  (m.s<sup>-1</sup>): é a velocidade vertical do CM.

A energia potencial gravitacional ( $E_p$ ), responsável por acelerar e elevar o CM verticalmente, pode ser calculada por meio da utilização da seguinte equação:

$$E_p = m g S_v \quad \text{[equação 7]}$$

em que,

$E_p$  (J): é a energia potencial do CM.

$g$  (m.s<sup>-2</sup>): é a aceleração gravitacional;

$S_v$  (m): é o deslocamento vertical do centro de massa;

$M$  (Kg): é a massa corporal.



Para a determinação do  $W_{\text{ext}}$  será utilizado o somatório dos incrementos positivos da curva de  $E_{\text{total}}$ . Para o cálculo de energia total do CM será utilizada a equação 8, onde o resultado da soma da  $E_k$  e  $E_p$  é determinado por procedimentos matemáticos (CAVAGNA *et al.*, 1966; CAVAGNA *et al.*, 1976a; WILLEMS *et al.*, 1995), em resumo:

$$E_{\text{total}} = E_k + E_p \quad \text{[equação 8]}$$

em que,

$E_{\text{total}}$  (J): é a energia total do CM;

$E_k$  (J): é a energia cinética do CM;

$E_p$  (J): é a energia potencial do CM.

### 2.3 Trabalho externo, vertical e horizontal na caminhada

O movimento dos animais e seres humanos é realizado através da aplicação de forças sobre o ambiente externo, desta forma o peso de um humano é a força produzida pela aceleração da gravidade agindo sobre a massa do indivíduo. Portanto para movimentar o corpo, a produção de trabalho é necessária no sentido de vencer a força gravitacional e gerar movimento. Dessa forma, o movimento do corpo humano é devido ao resultado da força líquida agindo sobre este corpo, em reação as forças que este indivíduo transmite para o ambiente (BIEWNER, 2003; CAVAGNA *et al.* 1966).

Portanto, nas componentes da FRS há um registro de como o indivíduo realizou trabalho para se movimentar. Diferentes padrões dessas FRS podem ser visualizados e, também, através de tratamentos matemáticos, e.g, a integração

numérica da FRS (CAVAGNA *et al.*, 1985), transformados em dados de  $E_k$  e  $E_p$  do CM, descritos no capítulo 2.2. Desta forma, é possível entender como as energias se comportam ao longo de um passo, na caminhada ou corrida humana (CAVAGNA *et al.* 1966, 1985, 2003; WILLEMS *et al.*, 1995).

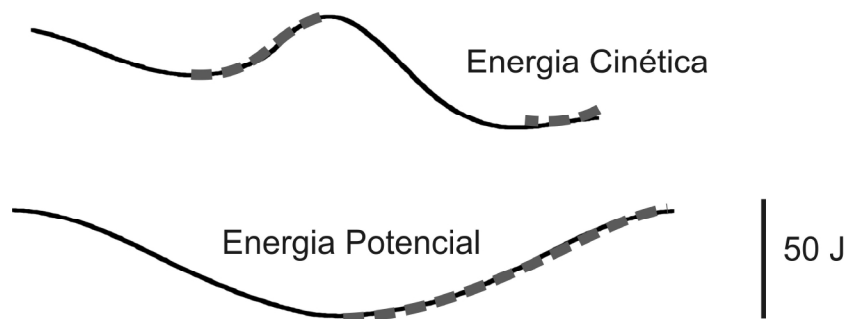
As diferenças nos padrões das FRS são marcantes entre a caminhada e a corrida e, levam a diferenças dramáticas de energia mecânica e  $W$  (FARLEY *et al.*, 1998). Durante a caminhada, o corpo eleva o seu CM, por meio de um membro rígido, no meio da fase de contato, assim a  $E_p$  atinge o seu valor máximo. Por outro lado, durante a fase de contato da corrida há um membro mais complacente que leva o CM a uma posição mais baixa, dessa forma a  $E_p$  atinge o seu valor mínimo. Porém, o padrão da  $E_k$  é similar na caminhada e corrida, em ambas as situações o seu valor atinge o valor mínimo na metade da fase de contato (NIGG *et al.*, 2000; FARLEY *et al.*, 1998).

O trabalho realizado durante a caminhada pode ser atribuído a dois componentes: o trabalho interno e o  $W_{ext}$ . O trabalho interno é relativo à variação de energia produzida pelo movimento do CM dos membros inferiores e superiores em relação ao CM do indivíduo (WILLEMS *et al.* 1995; MINETTI *et al.* 1997). O  $W_{ext}$  pode ser determinado através dos deslocamentos do CM e a força aplicada a ele (CAVAGNA *et al.*, 1963, 1976).

O estudo do  $W_{ext}$  resultou na identificação de dois mecanismos fundamentais para a locomoção terrestre: o mecanismo pendular – associado com a reconversão máxima da energia mecânica – e o mecanismo massa-mola – associado com o armazenamento e reconversão de energia mecânica principalmente pelos músculos e tendões, descritos no Capítulo 1 (WILLEMS *et al.*, 1995; CAVAGNA *et al.*, 1963, 1964, 1966, 1976, 1977 ).

O procedimento matemático para o cálculo do  $W$  pode ter como dado de entrada as FRS, com a utilização de uma plataforma de força e/ou com os dados provenientes de imagens, com a utilização da cinemetria<sup>12</sup>. O  $W_{ext}$  pode ser normalizado pela  $M$  e pela distância percorrida durante o passo, para fins de comparação. O  $W_v$  é o trabalho necessário para elevar o CM verticalmente contra a aceleração da gravidade e, o  $W_f$  é o trabalho necessário para acelerar o CM na direção horizontal (CAVAGNA *et al.* 1976).

Também, há a presença de uma energia cinética vertical responsável por acelerar verticalmente o CM, porém com pequena magnitude e, dessa forma, não afeta o cálculo de  $W$  e  $R$  (CAVAGNA *et al.*, 2002). Portanto a energia cinética vertical foi desconsiderada no presente estudo. Na figura 2 os incrementos positivos nas curvas de  $E_k$  e  $E_p$  são observados.



**Figura 2.** Curvas de  $E_k$  e  $E_p$  do CM corporal durante um passo. Observa-se que, se os incrementos positivos e negativos fossem somados o resultado seria aproximadamente zero.

É a interação das curvas de  $E_k$  e  $E_p$  que resulta no  $R$ , na  $R_t$  e na  $R_{int}$  (WILLEMS *et al.*, 1995; CAVAGNA *et al.* 1976, 2002).

<sup>12</sup> Cinemetria é um conjunto de métodos que permitem a determinação da posição e orientação dos segmentos corporais, buscando medir os parâmetros cinemáticos do movimento, isto é, posição, orientação, velocidade e aceleração

## 2.4 Reconversão pendular na caminhada

Na caminhada humana fica evidente, após uma análise qualitativa, a analogia do ato de caminhar ao movimento de um pêndulo invertido (CAVAGNA *et al.*, 1976). Durante a caminhada os membros superiores oscilam para frente e para trás, enquanto os membros inferiores comportam-se como um pêndulo na fase de balanço<sup>13</sup> e como um PI na fase de contato (CAVAGNA *et al.*, 1976; NIGG *et al.*, 2000; KUO *et al.*, 2005).

No modelo de um PI ideal (possível somente em situações *in vacum* restritas ao laboratório através do controle de diversas variáveis) o movimento pendular pode ser mantido por um tempo indeterminado, sustentado apenas pelas trocas entre a  $E_k$  e  $E_p$ , de tal modo nenhum trabalho excedente é necessário. Porém, na caminhada humana o PI não é ideal, há perdas devido a diversos fatores, *e.g.*, resistência do ar, atrito (CAVAGNA *et al.*, 1976; FARLEY *et al.*, 1998).

Portanto, é necessário um gasto energético para a manutenção do movimento de caminhada, com a utilização de trifosfato de adenosina (ATP) pelos músculos para a produção do mesmo. Este gasto energético é inversamente proporcional a eficiência do PI ou, inversamente proporcional a reconversão das energias, *i.e.*,  $E_k$  e  $E_p$  (CAVAGNA *et al.*, 1977).

Na caminhada as variações das  $E_p$  e  $E_k$  estão em oposição de fase, *i.e.*, a  $E_k$  é aproximadamente máxima quando a  $E_p$  é aproximadamente mínima e vice versa, de forma que as variações individuais da  $E_k$  e da  $E_p$  são maiores do que a variação da sua soma ( $E_k + E_p$ ) indicando que há uma reconversão de uma energia em outra, *i.e.*, uma reconversão da  $E_k$  para  $E_p$  e vice versa (CAVAGNA *et al.* 1976).

---

<sup>13</sup> Fase de balanço é o período em que os dedos do pé abandonam o solo (despregue) até o novo contato do pé com o solo.

Dessa forma, na caminhada a aceleração da gravidade é utilizada para acelerar horizontalmente o CM e a velocidade horizontal é utilizada para elevar novamente o CM corporal na transição para a fase de apoio (CAVAGNA *et al.*, 1976, 2002; NIGG *et al.*, 2000). O  $R$  é igual a 100% em um pêndulo ideal e, pode chegar a um pouco mais de 60% na caminhada humana (CAVAGNA *et al.*, 1976) e cerca de 45% em animais adultos (MINETTI, 1998).

A reconversão pendular foi teorizada a partir de uma série de experimentos (CAVAGNA *et al.*, 1976), onde foi apresentada a formulação matemática (equação 9) denominada *recovery* ( $R$ ) e, definida por:

$$R = 100(W_f + W_v - W_{ext})(W_f + W_v)^{-1} \quad \text{[equação 9]}$$

em que,

$R$  (%): é a taxa de reconversão pendular;

$W_f$  (J): é o trabalho horizontal do CM;

$W_v$  (J): é o trabalho vertical do CM;

$W_{ext}$  (J): é o trabalho externo do CM.

Contudo, o dado absoluto de  $R$  permite a análise da magnitude da reconversão pendular, mas não permite a visualização da reconversão ao longo do passo. A reconversão acumulada ou  $R_{int}$  consiste em uma análise temporal cumulativa da  $R_t$  durante um passo. Assim, pode-se perceber em qual momento do passo ocorre uma maior ou menor reconversão das energias  $E_k$  e  $E_p$  (CAVAGNA *et al.* 2002). A  $R_t$  é calculada por meio da equação 10:

$$R_t(t) = 1 - \frac{|\Delta E_{\text{total}}(t)|}{|\Delta E_p(t)| + |\Delta E_k(t)|} \quad [\text{equação 10}]$$

em que,

$R_t$  (%): é a transdução pendular;

$\Delta E_{\text{total}}$  (J): é a variação instantânea da energia total;

$\Delta E_k$  (J): é a variação instantânea da energia cinética;

$\Delta E_p$  (J): é a variação instantânea da energia potencial.

A integral da curva resultante de  $R_t$  é a reconversão acumulada, ou  $R_{int}$ :

$$R_{int} = \int R_t \quad [\text{equação 11}]$$

em que,

$R_t$  (%): é a transdução pendular;

$R_{int}$  (%): é a reconversão pendular acumulada.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1 Questões de pesquisa

Como não foi encontrada nenhuma pesquisa que comparasse as variáveis do presente estudo em situações de: velocidade constante e velocidade não constante, não há como ter uma hipótese fundamentada na literatura para o comportamento dessas variáveis. Nessa perspectiva, para nortear esse trabalho, são propostas as seguintes questões de pesquisa:

- (1) Como se comportam as curvas de FRS e os parâmetros espaço temporais para as velocidades não constantes, ou seja, quando há uma aceleração positiva e, quando há uma aceleração negativa?
- (2) Como se comportam os valores de  $W_v$ ,  $W_f$  e  $W_{ext}$  quando há uma aceleração positiva e, quando há uma aceleração negativa?
- (3) O  $R$  é maior ou menor em situações com velocidades não constantes, ou seja, quando há uma aceleração positiva e, quando há uma aceleração negativa?
- (4) Como se dá o  $R_t$  e o  $R_{int}$  ao longo do passo, uma vez que a velocidade estará mudando desde o começo do passo até o final do passo?

#### 3.2 Definição operacional das variáveis

Neste estudo as variáveis dependentes foram o  $W_v$ ,  $W_f$  e  $W_{ext}$ ,  $R$ ,  $R_t$  e  $R_{int}$ , sendo:

- **Recovery:** Durante um ciclo de passada o CM perde velocidade ( $E_k$ ) ao ganhar altura ( $E_p$ ) e vice-versa, durante esse processo parte da  $E_k$  é transformada em  $E_p$  e vice-versa. Desta forma, o  $R$  permite quantificar a reconversão dessas energias, ou seja, a energia mecânica reutilizada pelo SME pendular da caminhada (CAVAGNA *et al.*, 1976); e foi calculado tendo como dados de entrada as variações positivas das  $E_k$ ,  $E_p$  e  $E_{total}$  do CM ( $W_f$ ,  $W_v$  e  $W_{ext}$  respectivamente). O  $R$  é uma taxa, portanto foi medido em %.
- **Recovery acumulado ( $R_{int}$ ):** É a transdução pendular acumulada; e foi obtido através da integral da curva de  $R_t$  (CAVAGNA *et al.*, 2002). O  $R_{int}$  é uma taxa, portanto foi medido em %.
- **Transdução pendular ( $R_t$ ):** É a transdução pendular de energia a cada instante de tempo durante o passo; foi calculada através da soma instantânea dos incrementos das energias ( $E_p$ ,  $E_k$  e  $E_{total}$ ; CAVAGNA *et al.*, 2002). O  $R_t$  é uma taxa, portanto foi medido em %.
- **Trabalho mecânico externo relativo:** O trabalho realizado para elevar e acelerar o CM em relação ao ambiente externo; e foi calculado através da soma dos incrementos positivos da curva de energia cinética total ( $E_p + E_k$ ; WILLEMS *et al.*, 1995; FARLEY *et al.*, 1998). O  $W_{ext}$  foi relativizado pela  $M$  e pela distância percorrida, portanto é expresso em termos de  $J.Kg^{-1}.m^{-1}$ .
- **Trabalho mecânico horizontal relativo:** O trabalho realizado para acelerar o CM horizontalmente em relação ao ambiente externo; e foi calculado através da soma dos incrementos positivos da curva de  $E_k$  (WILLEMS *et al.*, 1995; FARLEY *et al.*, 1998). O  $W_f$  foi relativizado pela  $M$  e pela distância percorrida, portanto é expresso em termos de  $J.Kg^{-1}.m^{-1}$ .



- **Trabalho mecânico vertical relativo:** O trabalho realizado para elevar e acelerar o CM verticalmente em relação ao ambiente externo; e foi calculado através da soma dos incrementos positivos da curva de  $E_p$  (WILLEMS *et al.*, 1995; FARLEY *et al.*, 1998). O  $W_v$  foi relativizado pela M e pela distância percorrida, portanto é expresso em termos de  $J.Kg^{-1}.m^{-1}$ .

As variáveis independentes foram:

- **Aceleração negativa:** É uma variação negativa de velocidade dividida por uma variação de tempo, cujo resultado é expresso em  $m.s^{-2}$ .
- **Aceleração positiva:** É uma variação positiva de velocidade dividida por uma variação de tempo, cujo resultado é expresso em  $m.s^{-2}$ .

### 3.3 Amostra

A pesquisa mais semelhante ao presente estudo tem a amostra de sete sujeitos (MINETTI *et al.* 2001). Porém, em diversas pesquisas onde as variáveis dependentes do presente estudo são avaliadas, foi encontrada uma amostra de três sujeitos (CAVAGNA & MARGARIA, 1966), quatro sujeitos (CAVAGNA *et al.*, 1976), cinco sujeitos (CAVAGNA *et al.*, 1963; WILLEMS *et al.*, 1995). Dessa forma, através de cálculo amostral por meio do *software* WINPEPI 1.42, a amostra do presente estudo foi composta por cinco indivíduos saudáveis e sem restrições físicas. As características do grupo podem ser observadas na tabela 1.

**Tabela 1:** Características da amostra.

Sujeito	Sexo (M/F)	Idade (anos)	Massa Corporal (Kg)	Estatura (m)
1	F	25	59.4	1.63
2	M	29	97.5	1.89
3	F	24	62.3	1.74
4	M	30	69.2	1.65
5	M	29	64.6	1.76
Média		± 27.4	± 70.6	± 1.73
D.P.		± 2.70	± 15.46	± 0.10

*Nota:* sujeito 1 (C.P.); sujeito 2 (G.B.); sujeito 3 (R.B.); sujeito 4 (A.B.); sujeito 5 (J.S.)

É importante destacar que todos os indivíduos que participaram foram voluntários. Além disso, a amostra caracterizou-se como não probabilística e como intencional e voluntária.

### 3.4 Aspecto ético

O presente estudo não apresentou atividades de risco e nem procedimentos invasivos aos seus participantes. Além disso, a sua elaboração fundamentou nos preceitos dos principais documentos que estabelecem diretrizes para pesquisas que envolvem seres humanos, em especial, jovens de meia idade na área da saúde.

Seguiu as disposições da resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, a qual incorpora sob a ótica do indivíduo e suas coletividades os quatro referenciais básicos da bioética: autonomia, não maleficência, beneficência e justiça, bem como visa assegurar os direitos e deveres que dizem respeito à comunidade científica, aos participantes da pesquisa e aos professores dos alunos.

Obeve-se, portanto, o consentimento do participante (Apêndice 1). Foi respeitada a recusa sujeito em participar da pesquisa em qualquer momento, seja qual for o motivo, reconhecendo, assim, que o sujeito tem dignidade independente da idade, do grau de capacidade ou de autonomia. O presente trabalho foi encaminhado ao Comitê de Ética da universidade aonde esse estudo foi realizado.

### 3.5 Procedimentos metodológicos

#### 3.5.1 AQUISIÇÃO DOS DADOS

A coleta de dados ocorreu no laboratório de biomecânica do Instituto brasileiro de tecnologia do couro, calçado e artefatos (IBTeC/Novo Hamburgo – RS). Foram utilizadas para a coleta duas plataformas de força da marca *AMTI*<sup>14</sup> (modelo OR6-7, FN≈350 Hz), com uma taxa de amostragem de 500 Hz, sendo o *software* utilizado para aquisição dos dados o *AMTI's NetForce 1.0 (Advanced Mechanical Technology, Inc)*. A aquisição de dados foi disparada por um *trigger*<sup>15</sup> de 50 N com um *buffer*<sup>16</sup> de 10% do sinal pré *trigger*. As plataformas de força estavam alinhadas com duas fotocélulas caseiras - equipadas com sensores de infra vermelho e conectadas a um cronômetro, para o controle da velocidade de progressão. Na figura 3 o *layout* das plataformas e fotocélulas para a aquisição dos dados é ilustrado. As plataformas e

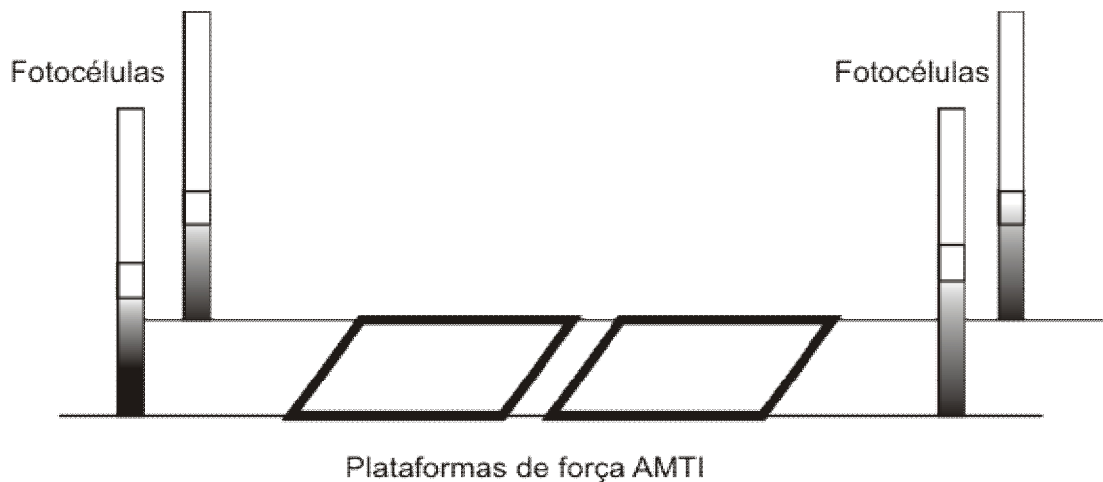
---

<sup>14</sup> Advanced Mechanical Technology, Inc; 176 Waltham Street Watertown, MA 02472-4800

<sup>15</sup> *Trigger* ou gatilho é um sinal disparado em mV pela plataforma de força e captado pelo software de aquisição de dados, sinaliza o início da aquisição de dados.

<sup>16</sup> *Buffer* é o armazenamento de dados na memória do *software* aquisição, dessa forma dados prévios ao momento de *trigger* não são perdidos

fotocélulas estavam posicionadas ao final de um trajeto de aproximadamente dez metros e, com uma distância de três metros entre as fotocélulas.



**Figura 3.** Plataformas de força AMTI e fotocélulas utilizadas no presente estudo.

Primeiramente o indivíduo executou a caminhada na velocidade auto selecionada (VAS) durante alguns minutos para familiarização ao protocolo de coleta e aquecimento. Em seguida, após a explicação dos testes, o sujeito executava a caminhada sobre as plataformas em cada uma das velocidades: VAS, velocidade abaixo da auto selecionada (-VAS), velocidade acima da auto selecionada (+VAS), velocidade oscilante com aceleração positiva (VAC) e velocidade oscilante com aceleração negativa (VAB), sete vezes para cada velocidade. A ordem entre as velocidades foi randômica e, as caminhadas sobre as plataformas foram realizadas desta forma: partindo com no mínimo cinco passos de distância da primeira plataforma e executando ao menos quatro passos depois do despegue com a segunda plataforma. Dessa forma, uma menor variabilidade da marcha foi assegurada.

Foram coletados sete ciclos de passadas para cada velocidade, sendo o *trial*<sup>17</sup> considerado válido apenas quando o sujeito acertava o pé no centro da plataforma: a primeira plataforma com o pé direito e, a segunda plataforma com o pé esquerdo. Nas velocidades constantes foram realizadas a VAS, +VAS e -VAS, sendo as mesmas controladas pelo tempo registrado por meio das fotocélulas. Em uma mesma velocidade, quando uma variação de tempos entre *trials* excedia 10 centésimos de segundo, o *trial* era descartado. Dessa forma, uma menor variabilidade nas velocidades foi assegurada.

Nas situações com velocidade oscilante, era solicitado que o indivíduo realizasse a caminhada na VAS até próximo a fase de despegue do pé direito com a primeira plataforma. Na transição para o contato do pé esquerdo com a segunda plataforma, o sujeito realizava uma mudança da VAS para a +VAS, ou seja, uma aceleração positiva. Da mesma forma, para a VAB o sujeito realizava uma mudança da VAS para a -VAS, ou seja, uma aceleração negativa. A velocidade era mantida constante em +VAS ou -VAS após essa transição. As velocidades não constantes também foram controladas por meio das fotocélulas e, eram consideradas válidas quando se aproximavam da média do tempo da VAS e +VAS (para VAC) e da média da VAS e -VAS (para VAB).

### 3.5.2 ANÁLISE DOS DADOS

Sete ciclos de passada em cada velocidade foram analisados, porém apenas cinco ciclos de passada foram selecionados para os procedimentos matemáticos. O critério utilizado foi a análise qualitativa das curvas de  $E_k$  e  $E_p$  do CM. Esses dados

---

<sup>17</sup> *Trial* termo em inglês que define um arquivo adquirido pelo software AMTI's NetForce .

foram automaticamente filtrados pelo software *AMTI's BioAnalysis (Biomechanics Analysis Software)* e exportados em formato de planilhas ASCII. A partir disso, as curvas de FRS foram recortadas manualmente por meio de uma rotina desenvolvida especialmente para o presente estudo no *software LabView 8.0 (National Instruments)*, onde o trecho correspondente a um passo foi selecionado para análise (figura 4).

Com os dados filtrados e recortados, duas integrações foram realizadas na componente vertical da FRS e uma integração foi realizada na componente horizontal da FRS (CAVAGNA *et al.*, 1985). A sub rotina usada para o cálculo da  $E_p$  foi intitulada “Vertical” (apêndice 2) e, esse cálculo consistiu nas seguintes etapas:

- (1) Soma da componente vertical da curva de FRS do lado direito e lado esquerdo e recorte da curva;
- (2) Recorte do período correspondente a um ciclo de passo, na região do vale de ambas as curvas;
- (3) Subtração do PC do indivíduo e divisão da curva resultante pela M do indivíduo (equação 1a, 2a, 3), para obtenção dos dados de aceleração vertical do CM;
- (4) Integração dos dados de aceleração resultando em dados de velocidade vertical do CM;
- (5) Integração dos dados de velocidade do CM para obtenção dos dados de deslocamento vertical do CM.
- (6) Cálculo da  $E_p$  do CM (equação 7).

A  $E_k$  foi calculada por meio da sub rotina intitulada “Antero Posterior” (Apêndice 3) e, esse cálculo consistiu nas seguintes etapas:

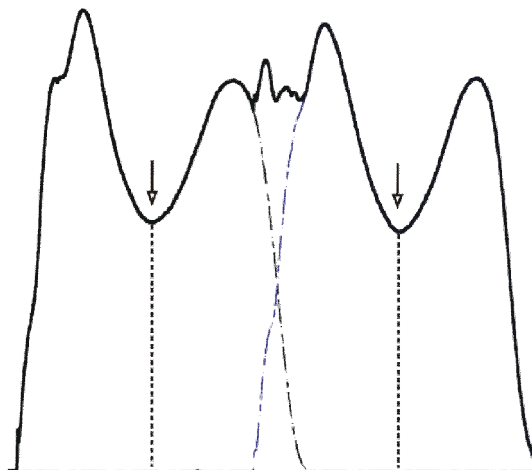
- (1) Soma das componentes horizontais da FRS do lado direito e lado esquerdo;
- (2) Recorte da componente horizontal da FRS somada;
- (3) Recorte de um ciclo de passo, na região do vale da componente vertical da curva de FRS;
- (4) Divisão pela  $M$  do indivíduo para obtenção dos dados de aceleração horizontal do CM (equação 2b)
- (5) Integração dos dados de aceleração horizontal do CM para obtenção dos dados de velocidade horizontal do CM;
- (6) Cálculo da  $E_k$  do CM (equação 6).

O  $W_f$ ,  $W_v$  e  $W_{ext}$ , assim como o  $R$  foram calculados por meio de uma rotina intitulada “*recovery*” (Apêndice 4) que, era interligada as duas sub rotinas anteriores (“Ântero posterior” e “Vertical”) e, esse cálculo consistiu nas seguintes etapas:

- (1) Soma das  $E_k$  e  $E_p$ , para obtenção dos dados de  $E_{total}$ ;
- (2) Somatório dos incrementos positivos das  $E_k$ ,  $E_p$  e  $E_{total}$  para obtenção dos dados de  $W_f$ ,  $W_v$  e  $W_{ext}$  respectivamente;
- (3) Cálculo do *recovery* (equação 10; CAVAGNA *et al.*, 1976);
- (4) Cálculo do  $R_t$  (equação 11) e  $R_{int}$  (equação 12)

A partir das primeiras análises dos dados, foram determinados os critérios para escolha do ponto de corte das curvas de FRS (figura 4). Logo, foi definido que o ciclo de passo seria caracterizado pelo período entre os dois vales da componente vertical das curvas de FRS, ou seja, o período entre duas fases de apoio médio. O critério

utilizado para essa escolha foi que, o passo é definido pela repetição de dois fenômenos similares nas curvas de FRS, e.g, dois picos de FRS ou dois vales da FRS (MINETTI, 2000).



**Figura 4.** Componente vertical da FRS para o sujeito 2 da amostra na VAS. As setas e a linha tracejada indicam o ponto onde as curvas de FRS foram recortadas manualmente por meio do *software LabView 8.0*.

### 3.6 Instrumento de coleta de dados

A coleta de dados foi realizada pela dinamometria por meio da plataforma de força. Todavia, antes da coleta foram realizados dois estudos pilotos onde a viabilidade do protocolo de coleta foi testada. Em um desses estudos, foi utilizada a coleta de dados de imagem (por meio da cinemática, com um ponto reflexivo na região do quadril) para o controle das velocidades. Uma vez que as fotocélulas têm a capacidade de captar apenas uma velocidade média e não diversas velocidades instantâneas de progressão. Dessa forma, somente os dados das fotocélulas não são suficientes para o cálculo da aceleração na situação de velocidade não constante.

Posteriormente, foi assumida uma aceleração constante durante as velocidades oscilantes, sempre variando da VAS para +VAS (aceleração positiva) e da VAS para -



VAS (aceleração negativa). Dessa forma, as análises cinemáticas foram descartadas. A partir desses estudos piloto foi possível, também:

- ü Aumentar o número de coletas para cada velocidade, uma vez que, apesar da análise visual das passadas (se o passo era no centro da plataforma ou não), possivelmente algum ajuste no comprimento de passada, em alguns *trials* afetava as curvas de energia resultantes;
- ü Ligar as plataformas de força com no mínimo 40 minutos de antecedência as coletas;
- ü Zerar a plataforma antes de cada *trial* de coleta, mantendo a aquisição de dados da plataforma ajustada.

Portanto houve uma grande preocupação em melhorar o procedimento da coleta dos dados baseado nos dados de dois estudos pilotos realizados previamente ao estudo.

### 3.7 Procedimentos estatísticos

O teste de normalidade de *Shapiro-Wilk* ( $\alpha \geq 0.05$ ) foi utilizado para conferir a normalidade dos dados ( $n=5$ ). Os dados foram normais, com exceção dos dados de  $W_v$  que não apresentaram normalidade para os valores na velocidade VAB. Dessa forma, o teste-t de *student* para amostras independentes ( $\rho < 0.05$ ) foi utilizado para os pares - VAS e VAB / +VAS e VAC respectivamente (para as variáveis normais) e, o teste não paramétrico para mostras relacionadas de *Wilcoxon* ( $\rho < 0.05$ ) para a variável não normal.

Assim, as análises supracitadas foram utilizadas para comparação das velocidades constantes e oscilantes nas variáveis  $R$ ,  $W_f$ ,  $W_v$  e  $W_{ext}$ , para o nível de significância ( $\alpha=0.05$ ). O *software* utilizado foi o SPSS v. 15.0.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados e a discussão são apresentados de acordo com as questões de pesquisa. Logo, serão abordados os seguintes tópicos (1) parâmetros espaço temporais e FRS, (2)  $W_f$ ,  $W_v$  e  $W_{ext}$  (3)  $R$ ,  $R_t$  e  $R_{int}$  e (4) reflexões finais.

### 4.1 Parâmetros espaço temporais e força de reação do solo

Neste tópico será abordado o comportamento dos parâmetros espaço temporais para todos os sujeitos da amostra. Também será abordado o comportamento das curvas de FRS nas situações em velocidade constante e em velocidade oscilante, considerando apenas um sujeito da amostra – uma vez que o comportamento das curvas de FRS foram similares intra indivíduos e, devido ao fato das mesmas não terem sido normalizadas pelo tempo de contato ( $t_c$ ) e  $M$ .

Na tabela 2 as velocidades médias de progressão são quantificadas. Nota-se uma baixa variabilidade inter indivíduos nas velocidades, assim como uma aparente variabilidade intra indivíduos em relação às velocidades.

**Tabela 2:** Valores médios e desvios-padrão da variável velocidade horizontal ( $m.s^{-1}$ )

Sujeito	VAB		- VAS		VAS		+ VAS		VAC	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
1	1.16	0.02	1.07	0.02	1.36	0.03	1.8	0.02	1.50	0.03
2	1.35	0.03	1.32	0.01	1.51	0.03	1.72	0.04	1.68	0.04
3	1.48	0.02	1.35	0.02	1.75	0.02	2.09	0.03	1.91	0.04
4	1.05	0.02	0.94	0.01	1.11	0.02	1.36	0.03	1.26	0.02
5	1.48	0.01	1.40	0.01	1.54	0.01	1.72	0.01	1.69	0.06

*Nota:* velocidade oscilante com aceleração negativa (VAB); velocidade abaixo da auto selecionada (-VAS); velocidade auto selecionada (VAS); velocidade acima da auto selecionada (+VAS); velocidade oscilante com aceleração positiva (VAC).

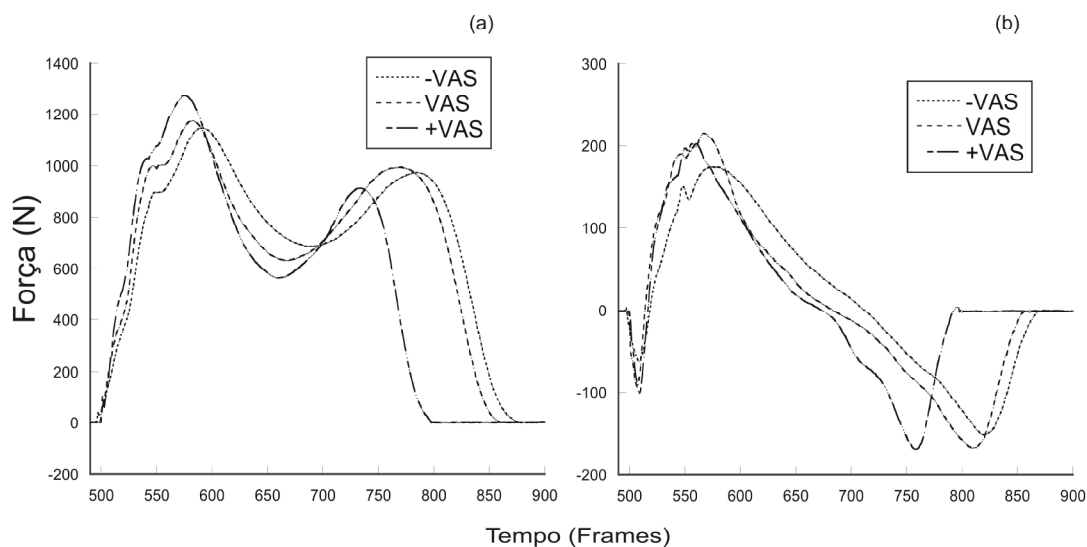
Em relação às velocidades constantes, nota-se a diminuição do tempo de passada ( $t_{passada}$ ; de 1.38 para 1.07 s) com o aumento da velocidade, assim como do tempo de passo ( $t_{passo}$ ; de 0.75 para 0.58 s). O *duty factor* ( $DF$ ) permanece quase constante para as velocidades e para os sujeitos ( $\approx 0.5$ ; variando de 0.549 a 0.539 com o aumento da velocidade), uma vez que a amplitude de variação das velocidades não foi suficiente para uma modificação mais acentuada do  $DF$ .

Nas velocidades oscilantes, nota-se a diminuição do  $t_{passada}$  (de 1.43 para 1.06 s) com o aumento da velocidade, assim como do  $t_{passo}$  médio (de 0.78 para 0.58 s). Em relação ao  $t_{passo}$ , é importante observar padrões diferentes para a perna direita e esquerda, *i.e.*, uma diminuição do  $t_c$  na comparação entre perna direita (primeira plataforma) a perna esquerda (segunda plataforma) na VAC (de 293.20 para 284.24 frames) e, um aumento do  $t_c$  para a VAB (de 366.24 para 416.48 frames). Dessa forma, o  $t_c$  aumenta com uma aceleração negativa e diminui durante uma aceleração positiva.

Em relação às acelerações, as positivas variaram de 0.1 a 0.22  $m.s^{-2}$  e as negativas de -0.06 a -0.2  $m.s^{-2}$ . Nota-se que as acelerações positivas apresentaram valores mais elevados em módulo do que às acelerações negativas.

Na figura 5, notam-se diferenças nas curvas de FRS entre as diferentes velocidades constantes de progressão: (i) eixo das abscissas, relativas ao  $t_c$  e tempo de aplicação da força, e (ii) no eixo das ordenadas, relativas à magnitude e intensidade de aplicação desta força. No primeiro caso foi observada uma diminuição no  $t_c$  com o aumento da velocidade nas componentes vertical (1a) e AP (1b). No segundo caso foi observado um aumento do primeiro pico de FRS na componente vertical e horizontal.

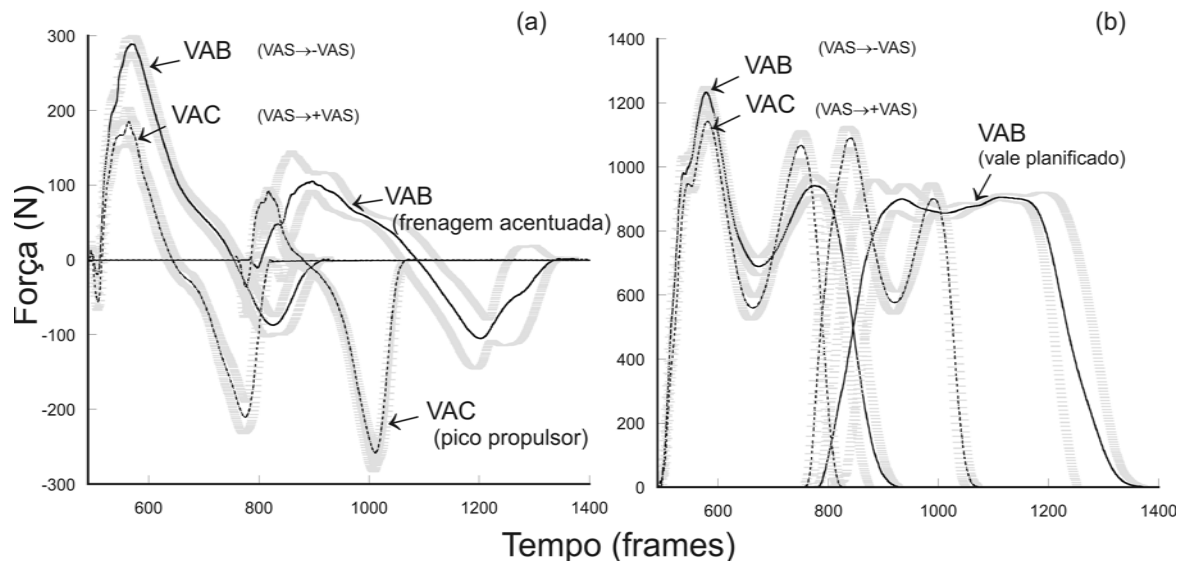
Os dados foram consistentes com dados prévios da literatura para as velocidades constantes de progressão (NILSON & THORSTENSSON, 1989). Por outro lado, a escassez de trabalhos relativos às velocidades não constantes não permite uma comparação destes dados com dados prévios da literatura.



**Figura 5.** Curvas de força de reação do solo para um sujeito da amostra nas três velocidades constantes VAS, +VAS e -VAS: (a) componente vertical e (b) componente ântero posterior.

Na figura 6 nota-se uma modificação do padrão da curva de FRS na transição entre as velocidades, *i.e.*, (i) da VAS para a -VAS (VAB) e (ii) da VAS para a +VAS (VAC) respectivamente. Assim como, diferenças entre as curvas de FRS na situação de VAB quando comparadas as curvas de FRS na situação de VAC.

Tanto no primeiro caso quanto no segundo nota-se uma diminuição dos picos de FRS com a transição para as velocidades VAB e VAC, com exceção do pico propulsor na VAC. Também, houve diferença no tempo de aplicação da componente AP da FRS. No primeiro caso há um longo período de frenagem com pequena magnitude e, no segundo caso houve um curto tempo de frenagem e maior magnitude e tempo de aplicação da força no pico propulsor da VAC.



**Figura 6.** Média e desvio padrão das curvas de FRS, para o sujeito 2 da amostra: (a) componente AP da VAB e VAC e (b) componente vertical da VAB e VAC

Portanto, a análise da componente AP da FRS evidenciou:

Na VAB:

- ü Maior tempo de frenagem;
- ü Picos de frenagem e de propulsão equilibrados;

Na VAC:

- ü Menor tempo de frenagem;
- ü Maior pico de propulsão e tempo de ação desta força propulsora;

Na caminhada o impulso de frenagem e propulsivo apresentaram uma relação em U-invertido com a velocidade e, em velocidades mais elevadas de caminhada o impulso propulsivo foi maior do que o impulso de frenagem (NILSON & THORSTENSSON, 1989). Dados que são consistentes com os encontrados no presente estudo. As componentes verticais das curvas de FRS também apresentaram algumas características distintas na transição das velocidades:

Na VAB:

ü Ausência do vale característico nas curvas de FRS, em situações de caminhada;

Na VAC:

ü Tendência a diminuição do segundo pico de força

## 4.2 Trabalho mecânico vertical, horizontal e externo

Neste tópico será abordado o comportamento das variáveis  $W_f$ ,  $W_v$  e  $W_{ext}$  para todos os sujeitos da amostra (tabela 3). Nota-se uma média de  $W_f$  e  $W_{ext}$  significativamente maior ( $\rho < 0,05$ ) para a VAB quando comparada à -VAS. Por outro lado, na variável  $W_v$  não foi encontrada diferença significativa para nenhuma das velocidades. A variável  $R$  será discutida no capítulo 4.3.

Em relação ao  $W_f$ ,  $W_v$  e  $W_{ext}$  considerando todos os sujeitos, foi encontrada uma média de  $W_f$  e  $W_{ext}$  significativamente maior ( $\rho < 0,05$ ) para as VAB quando comparada com a -VAS. Na variável  $W_v$  não foi encontrada diferença significativa para nenhuma das velocidades.

Esse aumento do  $W_f$  (de 0.55 para 0.77 J.Kg<sup>-1</sup>.m<sup>-1</sup>) na VAB, pode ser entendido analisando-se as componentes dessa variável, ou seja, a variação da  $E_k$ . Da mesma forma, o aumento do trabalho externo relativo (de 0.63 para 0.95 J.Kg<sup>-1</sup>.m<sup>-1</sup>) na VAB, pode ser um reflexo do aumento no  $W_f$ , uma vez que o  $W_{ext}$  advém da soma dos incrementos positivos da soma das curvas de  $E_k$  e  $E_p$  do CM.

**Tabela 3:** Valores médios e desvios padrão, para todos os sujeitos da amostra, das variáveis trabalho vertical ( $W_v$ ), trabalho horizontal ( $W_f$ ), trabalho externo ( $W_{ext}$ ) e *recovery* ( $R$ ).

Variáveis	VAB		-VAS		VAS		+VAS		VAC	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
$W_v$ (J.kg <sup>-1</sup> .m <sup>-1</sup> )	0.63	0.15	0.68	0.19	0.78	0.18	0.82	0.13	0.89	0.21
$W_f$ (J.kg <sup>-1</sup> .m <sup>-1</sup> )	0.77	0.15	0.55*	0.05	0.58	0.07	0.65	0.13	0.67	0.09
$W_{ext}$ (J.kg <sup>-1</sup> .m <sup>-1</sup> )	0.95	0.20	0.63*	0.09	0.58	0.09	0.75	0.15	0.80	0.14
$R$ (%)	32.65	10.56	48.59*	7.03	57.13	5.78	49.33	6.53	48.19	8.65

*Nota:* velocidade oscilante com aceleração negativa (VAB); velocidade abaixo da auto selecionada (-VAS); velocidade auto selecionada (VAS); velocidade acima da auto selecionada (+VAS); velocidade oscilante com aceleração positiva (VAC). Diferenças significativas ( $p < 0.05$ ) entre as velocidades VAB e -VAS (\*).

Em relação à energética, uma aceleração negativa mesmo que de pequenas proporções, está associada a um maior gasto energético, onde parte do trabalho mecânico transforma-se em calor (MINETTI *et al.*, 2001). No presente estudo, os achados relativos à VAB, ou seja, um maior  $W_f$  e  $W_{ext}$  sugeriram uma tendência de maior gasto energético.

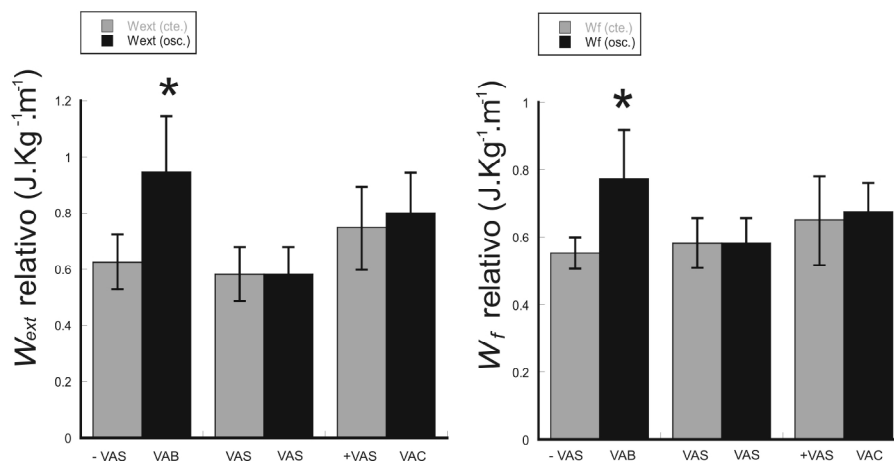
Assim, essa evidência pode apontar e/ou explicar o incremento no consumo de energia metabólica com acelerações a partir de 0.27 m.s<sup>-2</sup> (MINETTI *et al.*, 2001). Talvez, esse aumento do  $W_f$  e  $W_{ext}$  não tenha magnitude suficiente para acarretar aumentos no consumo de energia metabólica para acelerações abaixo de 0.27 m.s<sup>-2</sup>, porém acima desse valor este aumento foi constatado (MINETTI *et al.*, 2001).

Essa manutenção do consumo de energia metabólica (em determinada faixa de oscilação das velocidades) pode ser possível reduzindo-se o  $W$  realizado a cada passo, em uma situação de aceleração positiva e, reduzindo-se o  $W^+$  realizado a cada passo em uma situação de aceleração negativa (MINETTI *et al.*, 2001). Nesse sentido, a *eff*



do  $W$  é cerca de cinco vezes maior que a  $eff$  do  $W^+$  (ABBOTT *et al.*, 1952; CAVAGNA *et al.*, 1976).

Também foi constatado que há uma redução substancial no consumo de oxigênio durante o  $W$  (BIGLAND-RITCHIE *et al.*, 1976). Assim na VAB, apesar do  $W_f$  e  $W_{ext}$  estarem aumentados (e o  $R$  prejudicado), uma invariância no consumo de energia metabólica (MINETTI *et al.*, 2001) pode ser devido a essa maior eficiência do trabalho negativo ( $eff^- = 1.25$ ) predominante na situação VAB.



**Figura 7.** Diferenças nas variáveis  $W_{ext}$  e  $W_f$  na comparação entre as velocidades constantes e oscilantes de progressão na caminhada. Diferenças significativas ( $p < 0.05$ ) entre as velocidades VAB e -VAS (\*).

Em relação à VAC, o presente estudo não encontrou diferença para as variáveis  $W_f$ ,  $W_v$  e  $W_{ext}$  (figura 6). Esse resultado pode refletir uma adaptação intrínseca do ser humano, adaptando a marcha à “re” acelerações naturais e sistemáticas, de forma que, em uma condição de laboratório, onde uma velocidade oscilante foi imposta, nenhum adicional de energia metabólica foi constatado (para acelerações de até  $0.27 \text{ m.s}^{-2}$ ; MINETTI *et al.*, 2001). Portanto, isso pode ser devido a essa manutenção da reconversão das energias e, manutenção dos valores de  $W_f$ ,  $W_v$  e  $W_{ext}$  que, de alguma

forma, compensa a menor eficiência do trabalho positivo ( $eff^+ = 0.25$ ) predominante na VAC.

Além do mais, é extensivamente descrito na literatura a possibilidade da utilização da energia elástica, característica dos saltos e corridas, também na caminhada (ISHIKAWA *et al.*, 2005; SASAKI *et al.*, 2006; WHITTINGTON *et al.*, 2007).

Para, entender como a interação entre os fascículos musculares e o tecido tendinoso tem influência no armazenamento e utilização da energia elástica na caminhada, os autores sugerem o modelo “*catapult*” (ISHIKAWA *et al.*, 2005). Onde, mudanças no comprimento dos fascículos demonstram que diferentes músculos apresentaram padrão e comprimento dos fascículos diferenciados durante o caminhar (fase de apoio simples), sugerindo assim que a reconversão elástica se dá de forma diferenciada a da corrida (modelo massa-mola).

Assim, alguns dos músculos ativos durante a caminhada: (i) alongaram lentamente na fase de apoio simples, então (ii) contraíram rapidamente próximo ao fim do contato do pé com o solo (ISHIKAWA *et al.*, 2005). No presente estudo, na situação de VAC houve um alongamento ainda mais rápido das estruturas músculo tendíneas, evidenciado pelo menor  $t_c$  (de 0.67 para 0.58 s) e aumento da velocidade de progressão (de 1.45 para 1.61  $m \cdot s^{-1}$ ); potencializando o armazenamento da energia elástica pelos músculos e tendões, uma vez que as propriedades elásticas dos biomateriais são favorecidas por uma velocidade aumentada de alongamento das mesmas (NIGG & HERTZORG, 1994).

Com a utilização das estruturas passivas dos músculos e tendões, o  $W$  gerado pela energia elástica não é contabilizado no consumo de energia metabólica, uma vez que é capaz de gerar movimento de forma passiva, sem dispêndio energético.

(SAIBENE & MINETTI, 2003; CAVAGNA *et al.*, 1970). Assim, esse fator pode contribuir para a invariância no consumo de energia metabólica (MINETTI *et al.*, 2001), uma vez que há predominância de  $W^+$  na situação de VAC onde, a *eff* é 5 vezes menor do que na situação de VAB.

Assim, um acréscimo no consumo de energia metabólica era esperado (MINETTI *et al.*, 2001). Porém, estruturas passivas podem fornecer uma parcela de energia para o movimento, compensando os custos de uma VAC, onde há: uma fase onde predomina o  $W^+$  e menor tempo para a aplicação da força, i.e, um menor  $t_c$  leva a um menor tempo para a aplicação da força no solo, desta forma a força é aplicada mais rapidamente, o que implica, segundo a teoria da geração de força, em maior utilização de fibras mais dispendiosas (tipo II; TAYLOR, 1985; KRAM & TAYLOR, 1990).

Apesar do presente estudo não ter medido o consumo metabólico, é possível estimar matematicamente o custo metabólico extra ( $\Delta C$ ) devido a variação de velocidade ( $\Delta v$ ) (equação 12 ; MINETTI *et al.*, 2001), dessa forma:

$$\Delta C = 63.8 \frac{\delta v}{\delta t} \quad \text{[equação 12]}$$

em que,

$\Delta C$  ( $J.kg^{-1}.m^{-1}$ ): é o custo metabólico extra causado pelo movimento oscilatório;

$\delta v$  ( $m.s^{-1}$ ): é a variação da velocidade durante a oscilação e/ou magnitude da oscilação;

$\delta t$  (s): é o tempo em que ocorre a variação da velocidade.

Logo após, a seguinte equação foi utilizada para o cálculo do gasto extra de energia metabólica ( $\Delta E$ ) devido à variação de velocidade (MNETTI *et al.*, 2001):

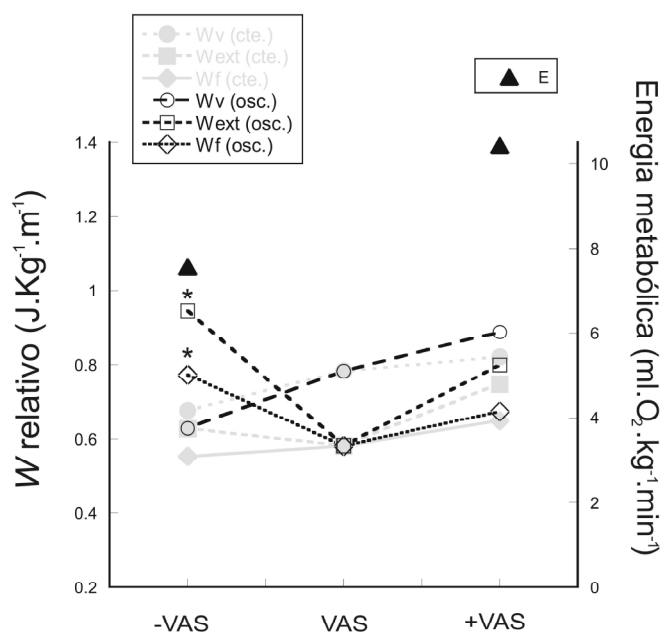
$$\Delta E = 0.06 v \Delta C \quad [\text{equação 13}]$$

em que,

$\Delta E$  ( $\text{ml.O}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ ): é a energia adicional causada pelo movimento oscilatório;

$v$  ( $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ ): é a velocidade média;

$\Delta C$  ( $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$ ): é o custo metabólico extra causado pelo movimento oscilatório.



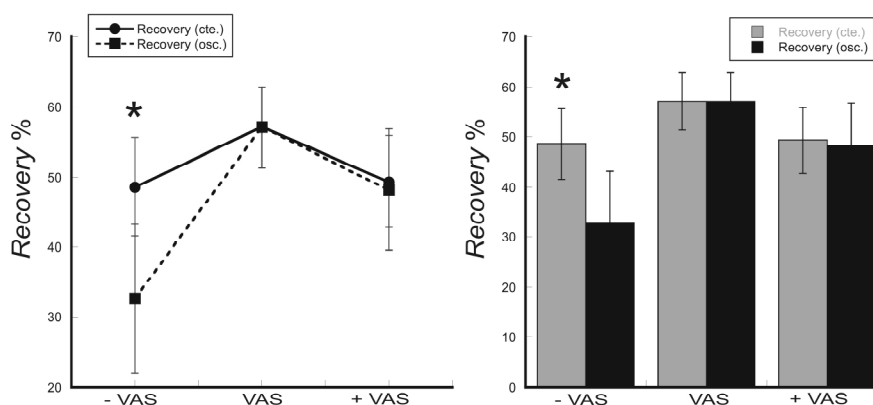
**Figura 8.** Diferenças nas variáveis  $W_{ext}$  e  $W_f$  na comparação entre as velocidades constantes e oscilantes de progressão. Diferenças significativas ( $p < 0.05$ ) entre as velocidades VAB e -VAS (\*). Os triângulos cheios representam os valores estimados de energia metabólica extra (devido à velocidade oscilante) segundo procedimento matemático proposto por MNETTI *et al.*, 2001.

Para um incremento de  $\Delta v = 0.554 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$  e  $\Delta v = -0.54 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$  para a VAC e VAB os valores de  $\Delta E$  são respectivamente 10.43 e 7.57  $\text{ml.O}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ . Nota-se que

apesar da variação de velocidade similar na VAC e na VAB, o valor de  $\Delta E$  calculado foi menor para a VAB, isso é devido à maior *eff* do  $W$  predominante na VAB. Esses dados confirmam a teoria de que: (i) o aumento do  $W_f$  e  $W_{ext}$  na VAB é compensado por uma melhor *eff* do  $W$  predominante nessa velocidade e (ii) a manutenção dos valores de  $W_f$ ,  $W_v$  e  $W_{ext}$  na VAC aliada a fatores intrínsecos, *e.g.*, utilização de energia elástica pelos músculos e tendões (ISHIKAWA *et al.*, 2005), compensam uma menor *eff* do  $W^+$  predominante nessa velocidade.

#### 4.3 Reconversão pendular ( $R$ ), transdução pendular ( $R_t$ ) e transdução pendular acumulada ( $R_{int}$ ).

Neste tópico será abordado o comportamento das variáveis  $R$ ,  $R_t$  e  $R_{int}$  para todos os sujeitos da amostra. Em relação ao  $R$ , houve diferença significativa ( $\rho < 0,05$ ) para a VAB, com a diminuição do  $R$  (de 48.59 para 32.65 %) e a ausência de diferença na VAC (figura 9).

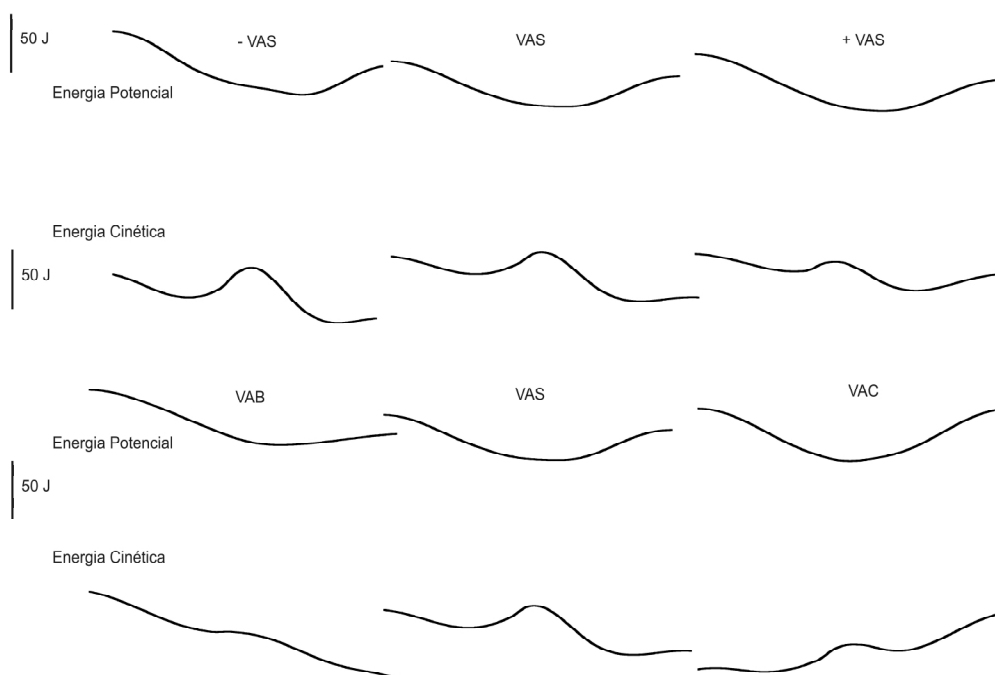


**Figura 9.** *Recovery* para todos os sujeitos da amostra, a linha cheia corresponde aos valores em velocidades constantes e a linha tracejada corresponde aos valores em velocidades oscilantes. Diferenças significativas ( $\rho < 0.05$ ) entre as velocidades VAB e -VAS (\*).

Essa diferença pode ser mais bem compreendida, com a análise as curvas de  $E_k$  e  $E_p$  do CM. Na figura 10 nota-se o comportamento da  $E_k$  e  $E_p$  do CM para as velocidades constantes (parte superior) e para as velocidades oscilantes (parte inferior). Após análise qualitativa das curvas de energia foi constatado um achatamento da curva de  $E_k$  relativa a VAB e um crescimento quase linear da mesma. Assim, um aumento do  $W_f$  era esperado, uma vez que foi calculado a partir das variações da curva de  $E_k$ . Os valores de  $W_f$  refletem diretamente no comportamento do  $W_{ext}$  e  $R$ , uma vez que o  $W_{ext}$  tem como dado de entrada os incrementos positivos da  $E_k$  e o  $R$  os valores de  $W_f$  e  $W_{ext}$  (CAVAGNA *et al.*, 1976; WILLEMS *et al.*, 1995).

Portanto, esse comportamento anômalo na curva de  $E_k$  na VAB pode ser responsável pela diferença significativa nas variáveis  $W_f$ ,  $W_{ext}$  e  $R$  nessa velocidade. Na primeira metade do passo, houve um aumento na  $E_p$  com a elevação do CM corporal para subsequente transformação dessa energia em velocidade horizontal ( $E_k$ ). Porém, na VAB quando essa  $E_p$  acumulada deveria ser devolvida ao movimento houve uma aceleração negativa ao movimento, prejudicando essa transferência de energia. Assim, supõe-se que os músculos gastaram duas vezes mais energia: uma para elevar o CM corporal transformando  $E_k$  em  $E_p$  e outra para frear o CM (justamente quando essa  $E_p$  acumulada deveria ser devolvida ao sistema; i.e, transformação da  $E_p$  em  $E_k$ ).

Da mesma forma, em sujeitos com limitações na caminhada secundária a doenças no sistema nervoso central a troca entre as energias mecânicas do CM encontra-se prejudicada. Podemos citar exemplos da caminhada de crianças com paralisia cerebral, cujo  $R$  é somente dois terços daquele encontrado em crianças normais. E ainda, estudos sugerem que há um aumento da excursão vertical do CM nestas crianças devido às alterações segmentares decorrentes da lesão levando a uma troca menos eficaz entre a  $E_k$  e  $E_p$  (RUSSELL *et al.*, 2007; BENNETT *et al.*, 2005).



**Figura 10.** Padrão de comportamento das energias cinética e potencial para o sujeito 2 (G.B.) da amostra, na parte superior as velocidades constantes e, na parte inferior as velocidades oscilantes.

Enquanto o  $R$  encontrado durante a caminhada de pacientes com acidente vascular encefálico parece ser similar àquele encontrado em adultos normais variando de 25% em baixas velocidades até 55% em altas velocidades (DETREMBLEUR et al, 2003). Porém, evidências apontam que, esses sujeitos também apresentam alteração no deslocamento vertical do CM afetando negativamente o mecanismo pendular.

No presente estudo, a troca entre as energias mecânicas do CM na VAB foi prejudicada ( $R$  de 32.65 %). Ao contrário do caso da paralisia cerebral e do acidente vascular encefálico, no presente estudo, o comportamento anômalo da curva de  $E_k$  e o aumento do  $W_f$  sugerem alteração no movimento horizontal do CM e subsequente déficit na troca das energias mecânicas do CM. Uma vez que os valores de  $W_v$  permaneceram inalterados na situação de VAB.

Portanto, entender essa reconversão de energia durante o passo é fundamental para conclusões mais precisas. Na figura 9 nota-se o comportamento da reconversão pendular durante um passo nas velocidades constantes VAS e -VAS e, na velocidade oscilante VAB. Nas velocidades constantes, onde os valores do  $R$  são menores para a -VAS (48.6 %) quando comparado a VAS (57.1 %) e, observa-se que a  $R_t$  ocorre de forma similar na primeira metade do passo. Porém, há um atraso na  $R_t$  na segunda metade do passo, fato que explica o menor valor de  $R$ .

Contudo, a -VAS atinge o valor máximo de  $R_t$  com atraso em relação a VAS. Esse atraso é refletido no  $R_{int}$ , que apresenta valores similares para -VAS e VAS na primeira metade do passo e, valores inferiores de -VAS em relação a VAS na segunda metade do passo. nas variáveis -VAS e VAS, foi observada a presença de um vale central na curva de  $R_t$ , isso indica uma baixa reconversão das energias via PI e, conseqüentemente, um maior gasto energético devido a maior demanda de força muscular, trabalho mecânico e perdas colisionais (KUO *et al.*, 2005, RUINA *et al.*, 2005; BIEWENER, 2006).

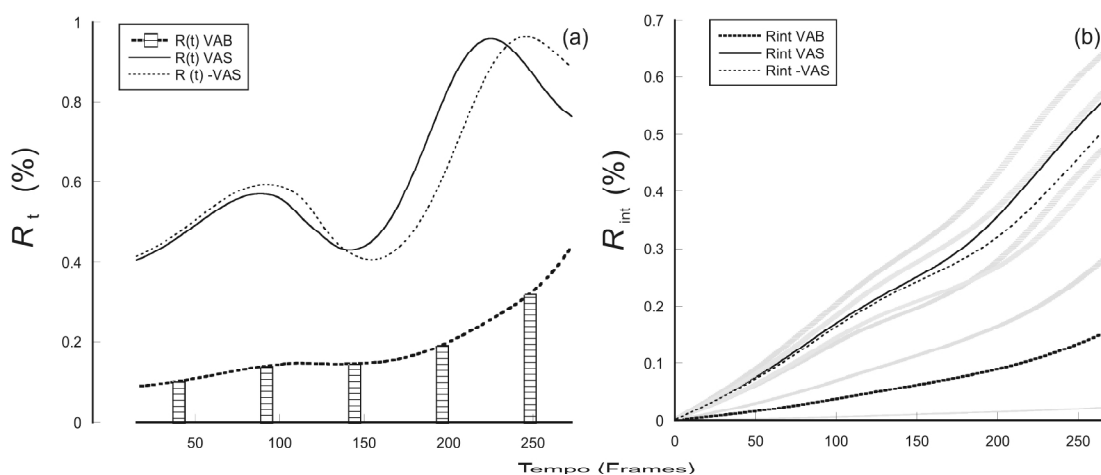
O PI reduz esse gasto energético durante a fase de apoio simples, porém na fase de duplo apoio há necessidade de forças atuantes para redirecionar o CM na transição entre os passos, onde um movimento pendular é substituído por outro. Dessa forma, o modelo do PI ignora a interação de dois ou mais membros inferiores, que podem trabalhar um contra o outro quando os seus tempos de contato se sobrepõem (DONELAN *et al.* 2002a, apud BIEWENER, 2006; KUO *et al.*, 2005 ).

No presente estudo, houve uma menor participação do PI durante a fase de duplo apoio (vale central da curva de  $R_t$ ), achado que corrobora com dados da literatura, onde menor presença do PI é relatada durante a mesma fase (KUO *et al.*, 2005). Da mesma forma, na VAB e VAC grande parte da transição entre as



velocidades ocorre no período de duplo apoio. Assim, uma ação muscular no sentido da propulsão ou frenagem durante essa fase pode acarretar em uma ação muscular contrária ainda maior, ou seja, com maior gasto energético sem produção de movimento. Essa teoria pode também explicar o aumento no consumo de energia metabólica encontrado nas velocidades oscilantes (oscilações acima de  $0.27 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ ; MINETTI *et al.*, 2001).

Nessas velocidades, a curva de  $R_t$  (figura 11) apresentou valores bem inferiores desde os primeiros momentos do passo e uma tendência de aumento no final do passo. Fato que sugere pouca presença do PI desde os primeiros momentos do passo. Porém no final do passo, isto é, no momento onde o sujeito finaliza a transição entre as velocidade VAS e -VAS, há uma tendência de restabelecer o PI. Da mesma forma, a  $R_{int}$  apresenta valores bem inferiores desde os primeiros momentos do passo. Resultados que sugerem que o  $R$  é prejudicado durante toda a transição da VAS para a -VAS. Portanto, a VAB tem impacto negativo sobre a reconversão das energia.



**Figura 11.** Médias para a  $R_t$  e médias e desvios padrão para a  $R_{int}$  durante um passo para o sujeito 2 da amostra na VAB, VAS e -VAS. Na VAB 5 momentos distintos da  $R_t$  são representados, onde apenas em um nota-se uma diferença acentuada.

Na VAB, os sujeitos realizavam uma aceleração negativa, portanto na transição entre passos ocorria uma frenagem e um maior  $t_c$  do segundo pé com o solo ( $\approx 1/7$  maior), aumentando o tempo de duplo apoio. Nessa fase, uma perna pode realizar trabalho enquanto a outra pode absorver trabalho, assim há menor flutuação da  $E_k$  e maior quantidade de trabalho muscular (TUCKER *et al.*, 1975; DONELAN *et al.*, 2002a, b). Ainda, uma estratégia de caminhada onde o despregue total acontece antes do contato da outra perna com o solo, foi testada por meio de simulações em computadores e, apresentou metade do custo energético quando comparada a uma situação onde há o duplo apoio (RUINA *et al.*, 2005)

Portanto, durante o apoio simples a perna modifica muito pouco o seu comprimento e permite um membro mais alinhado e reto para o contato, o que demanda menor  $W$  e permite baixos valores de torque articular. Porém, uma porção substancial de  $W$  é necessária na transição entre os passos, onde a velocidade do CM é redirecionada de um arco pendular para outro (KUO *et al.*, 2005).

No presente estudo, para a VAB o valor médio do  $R$  para todos os sujeitos da amostra foi de 32.65 %. A  $R_t$  apresentou valores menores desde o começo do passo (apoio médio) e manteve-se baixa até o final do duplo apoio, onde uma tendência ao aumento foi constatada. Isso pode indicar uma adaptação prévia a mudança de velocidade, talvez devido a preparação para a VAB. Ou, a própria influência da VAB na troca de  $E_p$  para velocidade horizontal do CM ( $E_k$ ) descrita anteriormente.

#### **4.4 Reflexões finais**

Algumas perguntas ainda carecem de esclarecimentos, principalmente em relação a amplitude de variação das velocidades. Como se comportam as variáveis  $R$ ,

$W_f$ ,  $W_v$  e  $W_{ext}$  em uma amplitude maior de variação de velocidade? Por que a diferença encontrada para a VAB não se repetiu para a VAC, uma vez que ambas as velocidades não são constantes? Talvez essas diferenças possam ser mais bem entendidas analisando mais velocidades constantes de caminhada e, com maior amplitude de oscilação da velocidade.

O procedimento matemático e as rotinas computacionais desenvolvidas para as variáveis  $R_t$  e  $R_{int}$  precisam de ajustes, no sentido de melhor entender o método proposto (CAVAGNA *et al.*, 2002). Contudo, os resultados dessas variáveis foram coerentes com a literatura e, portanto são confiáveis.

Em relação ao processo de integração dos dados de FRS (CAVAGNA *et al.*, 1985), a adequação do valor da constante de integração utilizada é necessária. Uma vez que, discrepâncias nos dados de velocidade média horizontal captada por meio das fotocélulas, e a velocidade média horizontal no momento em que o processo de integração começa, podem levar a erros sistemáticos (SAIBENE & MINETTI, 2003). Essa velocidade média foi utilizada como constante de integração e uma sub/super estimação dessa constante de integração pode sub/super estimar os dados de energia do CM.

Além disso, foi difícil comparar os resultados do presente estudo, uma vez que não foi encontrado nenhum artigo científico que abordou esta mesma comparação e que pudesse nortear a discussão.

## 5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

A partir dos resultados encontrados foi possível analisar o comportamento das variáveis  $R$ ,  $W_f$ ,  $W_v$  e  $W_{ext}$  em velocidades não constantes. Dessa forma, foi observado

que os sujeitos apresentaram diferenças: (i) no padrão de comportamento das curvas de  $E_k$ ,  $E_p$  e  $E_{total}$ ; (ii) um acréscimo significativo ( $\rho < 0,05$ ) no  $W_f$  e  $W_{ext}$  nas situações de VAB; (iii) um decréscimo significativo ( $\rho < 0,05$ ) no  $R$  nas situações de VAB e (iv) uma  $R_t$  e  $R_{int}$  prejudicadas desde os primeiros momentos da VAB e tendência a aumento no final do passo.

Dessa forma:

- (i) Foi constatado um achatamento da curva de  $E_k$  relativa a VAB e um crescimento quase linear da mesma;
- (ii) O aumento do  $W_f$  e  $W_{ext}$  na VAB é compensado por uma melhor *eff* do  $W$ ;
- (iii) A transferência da  $E_p$  acumulada na primeira metade do passo foi prejudicada pela VAB;
- (iv) A  $R_t$  e  $R_{int}$  da VAB apresentaram valores menores do começo do passo até aproximadamente 4/5 do do mesmo, onde uma tendência de aumento foi constatada..

Esses achados constituem o primeiro passo para compreender a caminhada humana livre, isto é, não restrita às velocidades constantes. No entanto os resultados trouxeram dúvidas que deverão ser esclarecidas em uma próxima etapa. Para estudos futuros, um melhor ajuste das rotinas computacionais e dos procedimentos matemáticos envolvidos nos cálculos de mecânica e energética da locomoção humana é proposto.

**REFERÊNCIAS**

- ALEXANDER, R.M. Energy saving mechanisms in walking and running. *J. exp. Biol.*, 160, 55-69, 1991.
- ANA MARIA FORTI BARELA & MARCOS DUARTE. Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha. *Lab. Biofísica USP*, 2006
- AMAR, J. *The human motor: Or the scientific foundations of labor and industry*. New York: E. P. Dutton, 1920.
- AHN A. N., FURROW E., BIEWENER A. A. Walking and running in the red-legged running frog, *Kassina maculate*. *The Journal of Experimental Biology* 207, 399-410, 2004.
- ABBOTT, B. C., BIGLAND, B. & RITCHIE, J. M. The physiological cost of negative work. *J. Physiol.* 117, 380-390, 1952.
- ALBERTO E. MINETTI, LUCA P. ARDIGO, T. EDDA M. CAPODAGLIO, FRANCO SAIBENE. Energetics and Mechanics of Human Walking at Oscillating Speeds. *AMER. ZOOL.*, 41, 205-210, 2001.
- ALEXANDER, R.M. *Principles of animal locomotion*. Princeton University Press, Princeton, NJ, 2003.
- AMADIO A.C.; LOBO DA COSTA P.H.; SACCO, I.C.N.; SERRÃO, J.C. R.C. ARAUJO; MOCHIZUKI, L.; DUARTE, M. *Introdução à Biomecânica para Análise do Movimento Humano: Descrição e Aplicação dos Métodos de Medição*. 2002.
- ANDRIACCHI, T.P.; ALEXANDER, E.J. Studies of human locomotion: past, present and future. *Journal of Biomechanics*, 33(10): 1217-1224, 2000.
- ARAMPATZIS, A. KNICKER, A.; METZLER, V.; BRÜGGEMANN, G. P. Mechanical power in running: a comparison of different approaches. *Journal of Biomechanics*, 33: 457-463, 2000.
- ARDIGÒ, L.P.; SAIBENE, F.; MINETTI, A.E. The optimal locomotion on gradients: walking, running or cycling? *Eur J. Appl Physiol* 90: 365 -371; 2003.
- BASSET, D. R.; HOWLEY, E. T. Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(1): 70-84, 2000.

- BENNETT BC, ABEL MF, WOLOVICK A, FRANKLIN T, ALLAIRE PE, KERRIGAN DC. Center of mass movement and energy transfer during walking in children with cerebral palsy. ; Arch Phys Med Rehabil Vol 86, November, 2005.
- BERTRAM J.E.A., RUINA A. Multiple Walking speed-frequency Relations are Predicted by Constrained Optimization. J. theor. Biol. (2001) 209, 445-453, 2001.
- BIEWENER A. A. Animal locomotion. Oxford, 2003.
- BIEWENER A. A. Patterns of mechanical energy change in tetrapod gait: pendula, springs and work. J. Exp. Zool. 305A:899–911, 2006.
- BIGLAND-RITCHIE B., WOODS J. J. Integrated electromyogram and oxygen uptake during positive and negative work. J. physiol. 260: 267-277, 1976.
- CARRIER, D.R, KAPOOR, A.K., KIMURA, T., NICKELS, M.K. The energetic paradox of human running and hominid evolution. Current anthropology Vol. 25. No. 4, 483-495, 1984.
- CAVAGNA, G. A.; LEGRAMANDI, M. A.; AND PEYRE´-TARTARUGA, L. A. Old men running: mechanical work and elastic bounce. Proc. R. Soc. B. 275, 411–418. 2008.
- CAVAGNA, G. Force platforms as ergometers. Journal Of Applied Physiology. Vol. 39, No. 1, July, 1985.
- CAVAGNA, G.A., HEGLUND, N.C., WILLEMS, P.A. Effect of an increase in gravity on the power output and the rebound of the body in human running. J Exp Biol. 208, Pt 12: 2333-2346, 2005.
- CAVAGNA, G.A., WILLEMS, P.A., LEGRAMANDI, M.A., HEGLUND, N.C. Pendular energy transduction within the step in human walking. J. Exp. Biology 205, 3413-3422, 2002.
- CAVAGNA, G.A., KANEKO, M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. J Physiol. 268, 2: 467--481, 1977.
- CAVAGNA, G.A., KANEKO, M. The sources of external work in level walking and running. J Physiol. 262, 2: 639--465781, 1976, passim.
- CAVAGNA, G.A., MARGARIA, R. Mechanics of walking. J Appl Physiol. 21, 271-278, 1963.

- CAVAGNA, G.A., SAIBENE, F.P., MARGARIA, R. External work in walking. *J Appl Physiol.* 18, 1-9, 1963.
- CAVAGNA, G.A., SAIBENE, F.P., MARGARIA, R. Mechanical Work in Running. *J Appl Physiol.* 19, 249-256, 1964.
- CAVAGNA, G.A., THYS, H., ZAMBONI, A. The sources of external work in level walking and running. *J Physiol.* 262, 3: 639-657, 1976.
- CAVAGNA, G.A., WILLEMS, P.A., HEGLUND, N.C. The role of gravity in human walking: pendular energy exchange, external work and optimal speed. *J Physiol.* 528, Pt 3: 657-668, 2000.
- CAVAGNA, G.A., FRANZETTI, P., FUCHIMOTO, T. The mechanics of walking in children. *J Physiol.* 343, 323-339, 1983.
- CAVAGNA, G.A., WILLEMS, P.A., HEGLUND, N.C. Walking on Mars. *Nature.* 393, 6686:636, 1998.
- CAVANAGH, P.R. The mechanics of distance running: A historical perspective. In: *Biomechanics of distance running.* CAVANAGH, P. R.(Editor). Champaign: Human Kinetics, p. 1-31, 1990.
- DETREMBLEUR, C., *et al.*, Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. *Gait Posture*; 18(2): 47-55, 2003.
- DONELAN, J.M., KRAM, R., KUO, A.D. Mechanical and metabolic costs of step-to-step transitions in human walking. *Exp. Biol.* 205, 3717–3727. 2002a.
- DONELAN, J.M., KRAM, R., KUO, A.D. Simultaneous positive and negative external mechanical work in human walking. *Biomech.* 35, 117–124, 2002b.
- ELFTMAN, H. The force exerted by the ground in walking. *Arbeitsphysiologie* 10: 485-491, 1939.
- GAYA A., GARLIPP D. C., SILVA M. F., MOREIRA R. B. Ciências do movimento humano – introdução a metodologia da pesquisa. *Artmed*, 2008.

- HEGLUND, N. C., CAVAGNA, G. A. & TAYLOR, C. R. Energetics and mechanics of terrestrial locomotion: energy changes of the centre of mass as a function of speed and body size in birds and mammals. *J. exp. Biol.* 79, 41-56, 1982a.
- HOYT D. F., WICKLER S. J., DUTTO D. J., CATTERFELD G. E., JOHNSEN D. What are the relationships between mechanics, gait parameters, and energetic in terrestrial locomotion. *J. exp. Zoology*, 305a: 912-922, 2006
- ISHIKAWA M., KOMI P. V., GREY M. J., LEPOLA V., BRUGGEMANN G. Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. *J Appl Physiol* 99:603-608, 2005.
- JORDAN K., CHALLIS J.H., NEWELL K.M.. Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait & Posture* 26: 128–134, 2007.
- KLOPSTEG & WILSON. *Human Limbs and Their Substitutes*. SW Alderson - McGraw-Hill, New York, 1954.
- KRAM, R., DOMINGO, A., FERRIS, D.P. Effect of reduced gravity on the preferred walk run transition speed. *J Exp Biol.* 200, Pt 4: 821-826, 1997.
- KRAM, R., TAYLOR, C.R. Energetics of running: a new perspective. *Nature.* 346, 6281: 265-267, 1990.
- KUO A. D., DONELAN J. M., RUINA A. Energetic consequences of walking like an inverted pendulum: step-to-step transitions. *Exercise and sport sciences reviews.* 0091-6331/3302/88–97, 2005.
- LEE S. J., HIDLER J. Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *J Appl Physiol* 104:747-755, 2008.
- MAREY, J., AND G. DEMENY. Locomotion humaine, mécanisme du saut. *Compt. Rend. Acad. Sci.* 101: 489-494, 1885.
- MARGARIA, R. Sulla fisiologia e specialmente sul consumo energetic della marcia e della corsa a varie velocity ed inclinazioni del terreno. *Atti Accad. naz. Lincei Memorie* 7, 299-368, 1938.
- MARTIN, P.E. & NELSON, R.C. The effect of carried loads on the walking patterns of men and women. *Ergonomics* 29: 1191– 1202. 1986.



- MINETTI A. E., ARDIGÒ L. P., REINACH E., SAIBENE F.. The relationship between mechanical work and energy expenditure of locomotion in horses. *Journal of Experimental Biology*, Vol 202, 17 2329-2338, 1999.
- MINETTI, A.E., ARDIGO, L.P., SAIBENE, F. Mechanical determinants of gradient walking energetics in man. *J Physiol.* 472, 725-735, 1993.
- MINETTI A. E., ARDIGÒ L. P., SAIBENE F. Mechanical determinants of the minimum energy cost of gradient running in humans. *J. exp. Biol.* 195, 211–225, 1994.
- MINETTI A. E., ARDIGO L. P., CAPODAGLIO E. M., SAIBENE F. Energetics and Mechanics of Human Walking at Oscillating Speeds. *AMER. ZOOL.*, 41:205-210 2001.
- NIGG B. M., HERTZOG W. *Biomechanics of the musculo-skeletal system.* Wiley, 1994.
- NIGG B. M., MACINTOSH B. R., MESTER J. *Biomechanics and biology of movement.* Human kinetics, 2000.
- NEPTUNE R. R., SASAKI K., KAUTZ S. A. The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetic. *Gait & posture*, 28, 135-143, 2008.
- NILSSON, J., THORSTENSSON, A. Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiol Scand.* 136, 2: 217-227, 1989.
- NILSSON, J., THORSTENSSON, A., HALBERTSMA J. Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans. *Acta Physiol Scand.* 123: 457-475, 1985.
- P. A. WILLEMS, G. A. CAVAGNA, N. C. HEGLUND. EXTERNAL, INTERNAL AND TOTAL WORK IN HUMAN LOCOMOTION. *The Journal of Experimental Biology* 198, 379–393,1995.
- RILEY P.O., PAOLINI G., CROCE U.D., PAYLO K.W., KERRIGAN D. C. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & Posture* 26, 17–24, 2007.
- RUINA A., BERTRAM J. E. A.,SRINIVASAN M. A collisional model of the energetic cost of support work qualitatively explains leg sequencing in walking and galloping, pseudo-elastic leg behavior in running and the walk-to-run transition. *Journal of Theoretical Biology* 237, 170–192, 2005.

- RUSSELL SD, BENNETT BC, KERRIGAN DC, ABEL MF. Determinants of gait as applied to children with cerebral palsy; *Gait & Posture* 26: 295–300, 2007.
- SAIBENE, F.; MINETTI, A.E. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *Eur J. Appl Physiol.* 88, 4-5: 297-316, 2003.
- SASAKI K., NEPTUNE R. R. Muscle mechanical work and elastic energy utilization during walking and running near the preferred gait transition speed. *Gait & Posture* 23, 383–390, 2006.
- SEGERS V., Aerts P., Lenoir M., Clerq D. Dynamics of the body centre of mass during actual acceleration across transition speed. *J. Exp. Biol.* 210, 578-585, 2006.
- TAYLOR C. R. Force development during sustained locomotion: a determinant of gait, speed and metabolic power. *J. exp. Biol.* 115, 253-262, 1985.
- TAYLOR, C.R., HEGLUND, N.C., MALOY, G.M. Energetics and mechanics of terrestrial locomotion: metabolic energy consumption as a function of speed and body size in birds and mammals. *J Exp Biol.* 97, 1-21, 1982a.
- TAYLOR, C.R.,N.C. HEGLUND, G.M.O. MALOY. Energetics and mechanics of Terrestrial Locomotion. *Journal of Experimental Biology* 97:1-21, 1982b.
- TUCKER, V.A.The energetic cost of moving about. *Am. Sci.* 63, 413–419,1975.
- UMBERGER B.R., MARTIN P.E. Mechanical power and efficiency of level walking with different stride rates. *The Journal of Experimental Biology* 210, 3255-3265, 2007.
- VEERLE SEGERS, PETER AERTS, MATTHIEU LENOIR AND DIRK DE CLERQ. Dynamics of the body centre of mass during actual acceleration across transition speed. *The Journal of Experimental Biology* 210, 578-585, 2006.
- WANK V, FRICK U, SCHMIDTBLEICHER D. Kinematics and electromiography of lower limb muscles in overground and treadmill running. *International Journal of Sports Medicine*,19: 455-461, 1998.
- WHITTINGTON B., SILDER A., HEIDERSCHEIT B., THELEN D. G. The contribution of passive-elastic mechanisms to lower extremity joint kinetics during human walking. *Gait & posture* 27, 268-634, 2008.

WILLEMS, P.A., CAVAGNA, G.A., HEGLUND, N.C. External, internal and total work in human locomotion. *J Exp Biol.* 198, Pt 2: 379-393, 1995.

WINTER, D.A. A new definition of mechanical work done in human movement. *Journal of Applied Physiology*, 46:79-83, 1979.

WINTER D. A. *Biomechanics and motor control of human movement*. Wiley, 2004.

## ANEXO 1

### TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Eu aceito participar como sujeito em um estudo de avaliação da caminhada em diferentes estratégias de locomoção. Eu entendo que os testes são parte de um estudo intitulado CAMINHADA EM VELOCIDADES OSCILANTES: IMPLICAÇÕES NO MODELO DO PÊNDULO INVERTIDO.

Eu por meio desta autorizo o Prof. Leonardo A. Peyré Tartaruga os bolsistas ou assistentes selecionados por ele para realizar os seguintes procedimentos:

- a. Fazer-me caminhar três vezes por 40 segundos em um trecho previamente determinado, no laboratório de biomecânica do IBTec (Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro , Calçados e Artefatos – Novo Hamburgo-RS).
- b. Utilizar-se dos dados e imagens para apresentação de trabalho científico no âmbito da UFRGS (Universidade Federal do Rio Grande do Sul).

Objetivos do projeto:

- § Analisar os efeitos da velocidade oscilante no mecanismo pendular e na reconversão de energia durante a caminhada.
- § Verificar os efeitos da aceleração positiva e aceleração negativa no SME pendular na caminhada;
- § Verificar os efeitos de diferentes velocidades no SME pendular e na reconversão de energia (*recovery*).

Riscos e benefícios:

Não haverá nenhum tipo de risco físico assim como nenhum benefício para a saúde e o condicionamento físico dos indivíduos envolvidos no presente trabalho. Não é objetivo de o presente estudo oferecer qualquer tipo de treinamento ou tratamento para os indivíduos envolvidos no mesmo.

Eu entendo que durante o teste de esforço:

1. Os procedimentos expostos acima têm sido explicados para mim pelo Prof. Leonardo A. Peyré Tartaruga ou algum bolsista.
2. Eu tenho sido orientado que minha participação neste estudo e conseqüentemente a melhora de conhecimentos sobre testes aeróbicos não me darão qualquer vantagem educacional.
3. Eu entendo que o professor orientador e/ou os bolsistas irão responder qualquer dúvida que eu tenha em qualquer momento relativo a estes procedimentos.
4. Eu entendo que todos os dados relativos a minha pessoa irão ficar confidenciais e disponíveis apenas sob minha solicitação escrita. Além disso, eu entendo que no momento da publicação, não irá ser feita associação entre os dados publicados e eu.
5. Eu entendo que não há compensação monetária pela minha participação neste estudo.
6. Eu entendo que no surgimento de uma lesão física resultante diretamente de minha participação, não será providenciada nenhuma compensação financeira.
9. Eu entendo que não terá nenhum médico presente durante os testes. Apesar disso, estará disponível no laboratório uma linha telefônica para a Assistência Médica de Emergência (192).

7. Eu entendo que eu posso fazer contato com o Orientador do estudo, ou qualquer bolsista ou assistente, para quaisquer problemas referentes à minha participação no estudo ou se eu sentir que há uma violação nos meus direitos.

Data \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_.

Nome e assinatura do Voluntário:

---

---

- não realizar exercício 24h antes dos testes
- não ingerir bebida alcoólica 24h antes dos testes
- não ingerir bebida com estimulante 2h antes dos testes (café, chimarrão, chá preto, coca-cola, etc)