

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

**EFEITOS DA VELOCIDADE NOS PARÂMETROS MECÂNICOS E ENERGÉTICOS
DA LOCOMOÇÃO DE AMPUTADOS TRANSFEMURAIIS**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

RENATA LUISA BONA

Porto Alegre, dezembro de 2011.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

RENATA LUISA BONA

**EFEITOS DA VELOCIDADE NOS PARÂMETROS MECÂNICOS E ENERGÉTICOS
DA LOCOMOÇÃO DE AMPUTADOS TRANSFEMURAIIS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para obtenção do grau

Orientador: Prof. Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga

Porto Alegre, dezembro de 2011.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

A COMISSÃO EXAMINADORA, ABAIXO ASSINADA, APROVA A DISSERTAÇÃO

EFEITOS DA VELOCIDADE NOS PARÂMETROS MECÂNICOS E ENERGÉTICOS DA
LOCOMOÇÃO DE AMPUTADOS TRANSFEMURAIS

ELABORADA POR

RENATA LUISA BONA

ORIENTADA POR

LEONARDO ALEXANDRE PEYRÉ-TARTARUGA

COMO REQUISITO PARCIAL PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE
MESTRE EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO
COMISSÃO EXAMINADORA:

Prof^a. Dra. Paula Hentschel Lobo da Costa - UFSCAR

Prof^a. Dra. Flávia Gomes Martinez - UFRGS

Prof. Dr. Jerri Luiz Ribeiro - IPA

Porto Alegre, Setembro de 2011.

*Dedico este trabalho
ao meu pai, Francisco Luis Bona,
e minha mãe Lurdes Vettorazzi Bona
que através de seu sacrifício, pelo
imensurável incentivo a minha formação,
pelos valores, carinho e dedicação
fundamentais para minha educação.
Ao meu irmão, Tiago Bona, pelo apoio,
dedicação e compreensão também
decisivo para buscar meus sonhos.*

Agradecimentos

A Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga, meu orientador, obrigada pela confiança depositada, paciência, conhecimentos e ensinamentos durante esta fase.

Aos colegas do grupo de pesquisa em biomecânica e energética locomoção "Locomotion": Naty, Paulinha, Paty Pantoja, Gabriela, Clarissa, Jorginho, Henrique, Rodrigo, Alberito, Remião, Zé, Queiróz. Obrigada pela ajuda e paciência nos intermináveis finais de semana de coletas de dados, o aprendizado, a paciência para começarmos sempre que necessário, a disposição e apoio do grupo.

As queridas amigas: Natalia Gomeñuka e Paula Figueiredo da Silva por estarem presentes em todos momentos, incentivando, ouvindo e aconselhando sempre! Naty, jamais esqueceremos as coletas nos dias de chuva, a falta de energia elétrica durante os testes na esteira, as rotinas intermináveis e sempre problemáticas, mas ficarão também as nossas risadas, piadas (principalmente pelo sotaque espanhol, que agradeço muito, pois aprendi muito!), apoio, ajuda e o bom e sempre presente chimarrão para continuarmos resolvendo nossos desafios. Paulinha: o grande estudo para a prova oral ficará presente, mas superaremos! As conversas, conselhos, disposição e apoio em todos momentos. Amigas, muito obrigada. A grande amiga Elisandra Furlan obrigada pela disposição, incentivo e apoio!

Ao meu bolsista Jorge Storniolo, pela vontade em aprender, persistência, bondade, alegria, com certeza aprendemos juntos!

Ao grupo de Biomecânica da 222, principalmente pela ajuda e ensinamentos sobre cinemetria e rotinas, especialmente ao professor Jefferson Loss e aos colegas Marcelo La Torre e Artur Bonezi dos Santos.

A uma pessoa que com frases pequenas, porém de grande impacto trouxeram uma grande mudança em minha vida, meu namorado e grande amor Artur Bonezi dos Santos. Foi um longo período abdicando de sua companhia, mas tenho certeza que me compreendes! Muito obrigada por todo teu apoio, grande paciência e o melhor: teu sorriso, abraço e amor sempre por perto! Em todos momentos e fases deste trabalho esteves ao meu lado, muito obrigada!

A minha família querida, principalmente pai e mãe, pelos valores éticos, alegria de viver, a persistência e exemplo de vida. Pai e mãe muito obrigada por tudo. Meu irmão e minha cunhada que compreendem muito bem a ausência necessária para finalizar este trabalho, pelas conversas e discussões sobre a vida. Sei que vocês aceitaram e apoiaram minha ausência para dedicação em mais esta etapa de minha formação.

A minha grande amiga - irmã Priscila Serpa, tua presença foi essencial em muitos momentos de minha vida. Ao lembrar nossa infância penso que sabíamos desde muito cedo que seguiríamos esse caminho. Obrigada por tudo e conta sempre comigo.

Ao professor Dr. Jerri Luis Ribeiro que teve grande participação no início de minha vida como pesquisadora, sempre incentivando e auxiliando meu crescimento pessoal e profissional. Muito obrigada pelo apoio e incentivo!

Aos meus amigos e chefes Vanessa e Vinícius pelo ensinamento sobre reabilitação de amputados e pela confiança que possibilitou o contato com os pacientes da pesquisa. Aos pacientes amputados que aceitaram participar desta pesquisa.

A todos os funcionários da secretaria do laboratório de pesquisa do exercício (LAPEX) e do programa de pós graduação em ciências do movimento humano (PPGCMH), em especial: Dani, Luciano, Luís, André e Ana.

Agradeço a todos que de uma forma ou outra contribuíram para a realização deste trabalho, tornando-o possível.

Resumo

EFEITOS DA VELOCIDADE NOS PARÂMETROS MECÂNICOS E ENERGÉTICOS DA LOCOMOÇÃO DE AMPUTADOS TRANSFEMURAIIS

Autora: Renata Luisa Bona

Orientador: Prof. Dr. Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga

A caminhada humana é um movimento importante utilizado pelo homem, porém extremamente complexo em relação aos mecanismos energéticos e mecânicos que geram este movimento. O custo energético é maior na caminhada de amputados quando comparada a caminhada de indivíduos sem restrições físicas. Variáveis mecânicas e energéticas de amputados não foram extensivamente estudadas. Nosso objetivo foi avaliar a influência de diferentes velocidades, no *recovery*, no custo de transporte (**C**), na eficiência mecânica (*Eff*), na transdução pendular (R_{int}), trabalho mecânico, na estabilidade dinâmica, bem como verificar a associação entre a estabilidade dinâmica com *recovery*, custo de transporte e eficiência mecânica. Participaram do estudo 10 indivíduos amputados transfemurais (com joelho hidráulico e pé em fibra de carbono). Foi realizada cinemetria 3D (quatro câmeras de vídeo) e simultaneamente a análise do consumo de oxigênio. Foram determinadas cinco velocidades de caminhada, após definir a velocidade auto selecionada. Além da velocidade auto selecionada foram definidas duas velocidades acima e abaixo das VAS. Para os dados de *Recovery*, custo de transporte, eficiência mecânica, transdução pendular, trabalho total, trabalho externo, trabalho vertical, trabalho horizontal, trabalho interno e estabilidade dinâmica foram utilizadas rotinas desenvolvidas em *Matlab*®. A velocidade influencia nos parâmetros mecânicos e energéticos da caminhada de amputados transfemurais. Os maiores valores para: economia de caminhada, *Recovery*, transdução pendular, eficiência mecânica, trabalho mecânico interno e vertical, e estabilidade dinâmica foram obtidos na máxima velocidade de caminhada dos sujeitos. As correlações entre o coeficiente de variação do comprimento da passada e *Recovery*, custo de transporte e potência metabólica foram moderadas. Esses resultados são de grande relevância para a área clínica e ponderados durante o processo de reabilitação desses indivíduos.

PALAVRAS-CHAVE: caminhada, trabalho mecânico, custo de transporte, amputação transfemural.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

Autora: Renata Luisa Bona

Orientador: Prof. Dr. Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga

Título: Efeitos da velocidade nos parâmetros mecânicos e energéticos da locomoção de amputados transfemorais

Porto Alegre, Setembro de 2011.

Abstract

Effects of speed on mechanics and energetics of transfemoral amputee walking

Author: Renata Luisa Bona

Advisor: Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga, Ph.D.

The human walking is an important movement used by man, but extremely complex in relation to the energetic and mechanical mechanisms that generate this movement. The energy cost of gait is greater in amputees than in normal subjects. Mechanical and energetics variables in amputees have not been extensively studied. Our objective was to assess the influence of speed in recovery, cost of transport (**C**), mechanical efficiency (*Eff*), pendular transduction (R_{int}), mechanic parameters, dynamical stability, well as to verify agreement between dynamical stability with recovery, **C**, *Eff* and metabolic power. Materials and Methods: ten transfemoral amputees (with hydraulic knee and carbon fiber foot) were selected in the study. Simultaneously three-dimensional (3D) kinematics data (four cameras) and oxygen consumption were collected at five speeds, two above and two below self-select one. The Recovery, **C**, *Eff*, R_{int} , dynamical stability, were processed using Matlab software. Mechanics and energetics of amputee walking were influenced by speed. In maximal speed of amputee walking were reported greatest values, like: recovery, cost of transport (**C**), mechanical efficiency (*Eff*), pendular transduction (R_{int}), internal and vertical mechanical work and dynamical stability. Pearson correlation between dynamical stability and Recovery, **C**, *Eff* and metabolic power were moderate. These results are clinical relevance and should be considered during the rehabilitation of these individuals.

KEYWORDS: walking, mechanical work, cost of transport, transfemoral amputation.

FEDERAL UNIVERSITY OF RIO GRANDE DO SUL
POS GRADUATION PROGRAM ON HUMAN EXERCISES MOVEMENT
SCIENCES

Author: Renata Luisa Bona

Advisor: Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga, Ph.D.

Title: Effects of speed on mechanics and energetics of transfemoral amputee walk.

Porto Alegre, September, 2011.

Sumário

| | |
|---|-----------|
| Lista de ilustrações | 11 |
| Lista de tabelas | 13 |
| Lista de equações | 15 |
| Lista de siglas, abreviaturas e símbolos..... | 17 |
| 1. INTRODUÇÃO | 20 |
| 1.1 Hipótese | 22 |
| 2. OBJETIVOS | 23 |
| 2.1 Objetivo geral..... | 23 |
| 2.2 Objetivos específicos..... | 23 |
| 3. REVISÃO DE LITERATURA | 24 |
| 3.1 Influência do tipo de prótese no consumo de oxigênio..... | 24 |
| 3.2 Aspectos biomecânicos da caminhada de amputados..... | 29 |
| 3.3 Mecanismo pendular e energética..... | 34 |
| 4. MATERIAIS E MÉTODOS..... | 39 |
| 4.1. Definição de variáveis (dependentes)..... | 39 |
| 4.1.2 Recovery | 39 |
| 4.1.3 Eficiência mecânica (Eff)..... | 39 |
| 4.1.4 Custo de transporte (C) | 39 |
| 4.1.5 Estabilidade dinâmica | 39 |
| 4.1.6 Velocidade ótima de locomoção (Vótima)..... | 40 |
| 4.1.7 Velocidade auto selecionada | 40 |
| 4.1.8 Transdução pendular (R_{int})..... | 40 |
| 4.1.9 Índice de recuperação | 40 |
| 4.1.10 Trabalho mecânico externo - W_{ext} | 40 |
| 4.1.11 Trabalho mecânico interno - W_{int} | 41 |
| 4.1.12 Trabalho mecânico total - W_{tot} | 41 |
| 4.1.13 Comprimento da passada - CP | 41 |
| 4.1.14 Número de froude (Fr)..... | 41 |
| 4.2 Variáveis independentes..... | 41 |
| 4.2.1 Velocidade | 41 |
| 4.3 Variáveis intervenientes..... | 41 |
| 4.4 Delineamento do estudo | 41 |
| 4.5 Local de realização..... | 42 |
| 4.6 Amostra..... | 42 |

| | |
|--|-----------|
| 4.7 Cálculo amostral..... | 42 |
| 4.8 Critérios de inclusão..... | 42 |
| 4.9 Critérios de exclusão..... | 43 |
| 4.10 Considerações éticas | 43 |
| 4.11 Instrumentos de pesquisa | 43 |
| 4.11.1 Ficha de dados..... | 43 |
| 4.11.2 Balança eletrônica | 44 |
| 4.11.3 Estadiômetro..... | 44 |
| 4.11.4 Esteira rolante | 45 |
| 4.11.5 Cronômetros | 45 |
| VARIÁVEIS METABÓLICAS | 45 |
| 4.11.6 Analisador de gases portátil | 45 |
| 4.11.7 Máscara | 46 |
| 4.11.8 Sensor de batimentos cardíacos | 46 |
| 4.11.9 Microcomputador para transmissão de dados do VO ₂ | 46 |
| VARIÁVEIS CINEMÁTICAS | 46 |
| 4.11.10 Sistema de medição e análise dos movimentos..... | 46 |
| Figura 7: Exemplo da aquisição das imagens das quatro câmeras posicionadas no local da coleta. (a) é referente a câmera 1, (b) é referente a câmera 2, (c) é referente a câmera 3, (d) é referente a câmera 4..... | 49 |
| 4.11.11 Calibrador | 49 |
| 4.11.12 Marcadores reflexivos | 50 |
| 4.11.13 Calibração do analisador de gases | 51 |
| 4.11.14 Familiarização aos componentes necessários a captação de VO ₂ | 51 |
| 4.11.15 Protocolo do teste de caminhada..... | 52 |
| 4.11.16 Softwares utilizados | 53 |
| PROCESSAMENTO..... | 53 |
| 4.12 Tratamento dos dados | 53 |
| 4.12.1 Análise dos parâmetros metabólicos | 53 |
| 4.11.2 Parâmetros cinemáticos | 54 |
| 4.11.3 Cálculo das variáveis mecânicas..... | 54 |
| 4.11.4 Análise das variáveis metabólicas..... | 61 |
| 4.13 Procedimentos estatísticos..... | 62 |
| 5. RESULTADOS..... | 63 |
| 5.1 Caracterização da amostra | 63 |
| 5.2 Variáveis mecânicas..... | 64 |

| | |
|--|-----------|
| 5.3 Variáveis energéticas | 67 |
| 5.4 Estabilidade dinâmica (coeficiente de variação)..... | 68 |
| 5.5 Correlação..... | 69 |
| 5.6 Índice de recuperação (IR)..... | 70 |
| 6. DISCUSSÃO | 71 |
| 6.1 Recovery, custo de transporte, eficiência mecânica e transdução pendular | 71 |
| 6.2 Estabilidade dinâmica (COV) | 75 |
| 6.3 Trabalho mecânico..... | 76 |
| 6.4 Índice de recuperação e aplicabilidade..... | 79 |
| 7. CONCLUSÃO | 84 |
| REFERÊNCIAS..... | 85 |
| 9. APÊNDICES | 93 |
| 9.1. Apêndice A - Termo de consentimento livre e esclarecido – TCLE | 93 |
| 9.3 Apêndice B - Informações dos pacientes amputados..... | 95 |
| 9.4 Apêndice D - Tabela antropométrica e dos componentes protéticos | 97 |
| 9.5 Apêndice D - Avaliação da caminhada – amputado transfemural..... | 101 |
| 9.6 Apêndice E - Avaliação caminhada – amputado transfemural | 102 |
| 9.7 Apêndice F - Precisão da velocidade da esteira rolante..... | 103 |
| 9.10 Apêndice I – Efeito da velocidade de caminhada no mecanismo pendular e custo de transporte de amputados transfemorais (artigo)..... | 107 |
| 9.10 Apêndice H - Rotinas em ambiente Matlab | 119 |

Lista de ilustrações

| | |
|---|----|
| Figura 1: Componentes Protéticos - Modelo de prótese para: (A) nível transtibial com pé em fibra de carbono; (B) nível transfemural, joelho com controle hidráulico e pé em fibra de carbono. | 27 |
| Figura 2: Modelo do Pêndulo Invertido (a) e Comportamento das energias mecânicas (b) durante a caminhada, E_p é a energia potencial; E_{k_v} é a energia cinética vertical, E_{k_f} é a energia cinética horizontal e T é o tempo em segundos (s) (modificado de SAIBENE; MINETTI, 2003)..... | 34 |
| Figura 3: Modelo conceitual para definição do aumento do consumo energético..... | 37 |
| Figura 4: Analisador de gases portátil tipo caixa de mistura, modelo VO2000 (MEDGRAPHICS)..... | 46 |
| Figura 5: Câmera de vídeo digital JVC GR-DVL 9800 (JVC Company of América, Wayne, New Jersey, USA)..... | 47 |
| Figura 6: Posicionamento das câmeras e do analisador de gases no local de coleta. | 48 |
| Figura 7: exemplo da aquisição das imagens das quatro câmeras posicionadas no local da coleta. (a) é referente a câmera 1, (b) é referente a câmera 2, (c) é referente a câmera 3, (d) é referente a câmera 4. | 49 |
| Figura 8: calibrador tridimensional da marca <i>Peak Performance</i> | 50 |
| Figura 9: Representação dos marcadores reflexivos sobre os pontos anatômicos e sobre os componentes protéticos. | 51 |
| Figura 10: Comportamento do trabalho mecânico total (W_{tot}) e trabalho mecânico externo (W_{ext}) ao longo das velocidades escolhidas. | 64 |
| Figura 11: Comportamento do trabalho mecânico interno (W_{int}) e da transdução pendular (R_{int}) ao longo das velocidades escolhidas..... | 65 |

| | |
|--|-----|
| Figura 12: Comportamento do <i>Recovery</i> ao longo das velocidades escolhidas. | 65 |
| Figura 13: Comparação entre Trabalho Mecânico Interno obtido pela adaptação da tabela antropométrica para componentes protéticos e sem adaptação..... | 66 |
| Figura 14: Comportamento do custo de transporte (C) e Potência metabólica ao longo das velocidades escolhidas. | 68 |
| Figura 15: Comportamento da Eficiência mecânica (<i>Eff</i>) ao longo das velocidades escolhidas. | 68 |
| Figura 16: Comportamento do coeficiente de variação do comprimento da passada (COV CP) e do coeficiente de variação do tempo da passada (COV tP) ao longo das velocidades escolhidas. COV CP: coeficiente de variação do comprimento da passada; COV tP: coeficiente de variação do tempo de passada. Letras diferentes representam diferença significativa entre as velocidades ($p < 0,05$). | 69 |
| Figura 17: Correlação de <i>Pearson</i> (<i>r</i>), intensidade do <i>r</i> e valor do <i>p</i> encontrado para as variáveis: <i>Recovery</i> , custo de transporte, eficiência mecânica, potência metabólica, coeficiente de variação do comprimento da passada e coeficiente de variação do tempo da passada. C é o custo de transporte, <i>Eff</i> é a eficiência mecânica, e a potência metabólica; COV é o coeficiente de variação do comprimento da passada e do tempo da passada. Correlação de <i>Pearson</i> (<i>r</i>), a intensidade do <i>r</i> encontrado e valor do <i>p</i> (segundo VINCENT 2005). | 69 |
| Figura 18: Índice de recuperação, velocidade ótima e custo de transporte. IR _{teor} é o índice de recuperação segundo o cálculo da velocidade ótima pelo número de Froude; IR _{exp} é o índice de recuperação segundo o cálculo da velocidade ótima proposto por Abe <i>et al.</i> , (2008). Velocidade de 3 km.h ⁻¹ representa a VAS. | 70 |
| Figura 19: Síntese dos resultados encontrados: | 83 |
| Figura 20: Coleta da velocidade real da esteira rolante. Diferentes velocidades de caminhada. Caminhada no plano. Setas amarelas: indicam a posição do marcador indicador. Setas vermelhas: indicam o sentido e deslocamento do marcador da esteira rolante..... | 104 |

Lista de tabelas

| | |
|--|-----|
| Tabela 1: Estudos referentes ao dispêndio energético em amputados utilizando prótese ortopédica. T: amputado transtibial, F: amputado transfemural, Syme: desarticulação tíbio- társica, VAS: velocidade auto-selecionada, velo: velocidade, vas: amputação de etiologia vascular, tra: amputação de etiologia traumática, PC: prótese convencional, PI: prótese inteligente, PL: prótese com pé em fibra de carbono (com resposta elástica). | 28 |
| Tabela 2: Tabela com o roteiro utilizado no dia de coleta para o protocolo da caminhada na esteira rolante. | 53 |
| Tabela 3: Dados gerais dos sujeitos com valores médios e desvio-padrão de idade, massa, estatura, comprimento de membros inferior e comprimento do membro residual. | 63 |
| Tabela 4: Trabalho total (W_{tot}) calculado pelo somatório do W_{ext} e W_{int} , sendo o último obtido através da adaptação da tabela antropométrica para componentes protéticos e pela tabela antropométrica sem adaptações para o membro protetizado. Na tabela observamos o comportamento desta variável nas diferentes velocidades realizadas. | 66 |
| Tabela 5: Trabalho interno calculado pela tabela antropométrica adaptada para componentes protéticos (W_{int}) e pela tabela antropométrica sem adaptações para o membro protetizado ($W_{int,não-adaptado}$). Na tabela observamos o comportamento desta variável nas diferentes velocidades realizadas. | 67 |
| Tabela 6: Tabela antropométrica | 97 |
| Tabela 7: Componentes protéticos | 97 |
| Tabela 8: Tabela para coleta dos dados metabólicos | 101 |
| Tabela 9: Coleta dos dados de cinemetria | 102 |
| Tabela 10: Dados da coleta da velocidade real na esteira rolante. EP = sujeito caminhando na esteira no plano. | 104 |

| | |
|--|-----|
| Tabela 11: Descrição dos resultados para acurácia, bias, precisão e acurácia relativa: | 106 |
|--|-----|

Lista de equações

| | |
|---|----|
| Equação 1: equação da energia potencial | 55 |
| Equação 2: equação da energia cinética vertical | 55 |
| Equação 3: equação da energia cinética horizontal | 55 |
| Equação 4: equação da energia cinética lateral..... | 56 |
| Equação 5: equação da energia cinética..... | 56 |
| Equação 6: equação da energia mecânica total..... | 56 |
| Equação 7: equação do trabalho mecânico externo..... | 56 |
| Equação 8: equação da energia vertical..... | 56 |
| Equação 9: equação da energia horizontal | 56 |
| Equação 10: equação do trabalho mecânico vertical | 57 |
| Equação 11: equação do trabalho mecânico horizontal | 57 |
| Equação 12: equação do trabalho mecânico interno..... | 57 |
| Equação 13: equação do trabalho mecânico total | 58 |
| Equação 14: equação do <i>Recovery</i> | 58 |
| Equação 15: equação da potência mecânica | 58 |
| Equação 16: equação da eficiência mecânica..... | 58 |
| Equação 17: equação da transdução pendular | 59 |
| Equação 18: equação do comprimento da passada..... | 59 |
| Equação 19: equação do custo de transporte | 59 |
| Equação 20: equação do custo de transporte determinado por uma equação quadrática | 60 |
| Equação 21: equação para determinação das raízes da equação quadrática | 60 |
| Equação 22: equação para determinar a velocidade ótima | 60 |
| Equação 23: equação do número de Froude..... | 60 |
| Equação 24: equação do índice de recuperação teórico..... | 61 |
| Equação 25: equação do índice de recuperação experimental | 61 |
| Equação 26: equação da potência metabólica | 61 |
| Equação 27: equação do custo de transporte | 62 |
| Equação 28: equação do número de Froude para a velocidade ótima | 81 |
| Equação 29: equação da velocidade | 96 |
| Equação 30: equação do comprimento do membro residual em percentual..... | 98 |

| | |
|---|-----|
| Equação 31: equação da massa do membro residual | 98 |
| Equação 32: equação da massa do membro residual em percentual..... | 98 |
| Equação 33: equação da massa da coxa em percentual | 98 |
| Equação 34: equação do percentual para ser redistribuído | 98 |
| Equação 35: equação do centro de massa do membro residual..... | 99 |
| Equação 36: equação do centro de massa do encaixe protético | 99 |
| Equação 37: equação do centro de massa do joelho protético | 99 |
| Equação 38: equação do centro de massa total da coxa do lado protético..... | 99 |
| Equação 39: equação do centro de massa do tubo protético | 100 |
| Equação 40: equação do centro de massa do pé protético | 100 |
| Equação 41: equação da acurácia do sistema tridimensional | 105 |

Lista de siglas, abreviaturas e símbolos

| | |
|----------------|---|
| 3D | três dimensões |
| bpm | batimentos por minuto |
| C | custo de transporte |
| CM | centro de massa corporal |
| CP | comprimento da passada |
| cm | centímetro |
| COP | coeficiente de variação |
| <i>Dvideow</i> | <i>Digital Video for Biomechanics</i> |
| <i>Eff</i> | eficiência mecânica |
| E_f | energia mecânica horizontal |
| E_p | energia potencial |
| E_k | energia cinética |
| E_{kf} | energia cinética horizontal |
| E_{kl} | energia cinética lateral |
| E_{kv} | energia cinética vertical |
| E_{tot} | energia mecânica total |
| E_v | energia mecânica vertical |
| \dot{E} | potência metabólica |
| $E_{k,int}$ | energia cinética interna proporcional à velocidade translacional dos segmentos em relação ao CM |
| $E_{k,ext}$ | energia cinética externa proporcional à velocidade translacional do CM em relação ao ambiente |
| FC | frequência cardíaca |
| J | joule |

| | |
|--------------------|--|
| $J.kg^{-1}.m^{-1}$ | joules por quilograma metro |
| L | comprimento do membro inferior |
| LAPEX | Laboratório de Pesquisa do Exercício |
| kg | quilograma |
| km | quilômetro |
| $km.h^{-1}$ | medida de velocidade – quilômetro por hora |
| m | metro |
| Matlab | <i>Matrix Laboratory for Engineer</i> |
| min | minuto |
| $m.s^{-1}$ | metro por segundo (medida de velocidade) |
| O ₂ | oxigênio |
| p | índice de significância |
| <i>recovery</i> | percentual de reconversão entre energia potencial gravitacional e cinética |
| R _{int} | transdução pendular |
| SPSS | <i>Statistical Package for Social Sciences</i> |
| UFRGS | Universidade Federal do Rio Grande do Sul |
| v | velocidade horizontal |
| VAS | velocidade auto-selecionada |
| VE | volume expiratório |
| V _{ótima} | velocidade ótima |
| VO ₂ | consumo de oxigênio |
| VCO ₂ | produção de dióxido de carbono |
| T | período |
| W _{ext} | trabalho mecânico externo |

| | |
|-----------|--------------------------------------|
| W_f | trabalho mecânico externo horizontal |
| W_v | trabalho mecânico externo vertical |
| W_{int} | trabalho mecânico interno |
| W_{tot} | trabalho mecânico total |
| \dot{W} | potência mecânica |

1. INTRODUÇÃO

A caminhada humana possui características que a diferenciam dos demais mamíferos. Ela possibilita minimização de energia mesmo em baixas velocidades de progressão (SAIBENE; MINETTI, 2003). Pode ser descrita como uma série de movimentos rítmicos e alternados das extremidades e do tronco, que resultam num deslocamento anterior do centro de gravidade corporal e proporciona o deslocamento do corpo do indivíduo (SAIBENE; MINETTI, 2003). Quando o indivíduo avança à frente sobre o membro de apoio, o centro de massa corporal (CM) muda sua posição e causa desequilíbrio do corpo. Essa instabilidade é compensada pela mudança de posição do membro inferior livre, que se desloca imediatamente para nova posição, impedindo quedas (CHAMBERS; SUTHERLAND, 2002; PAOLUCCI, 2006).

Sabe-se que qualquer atividade, inclusive a locomoção envolve dispêndio energético, pois é necessário manter uma velocidade média e para isso é preciso uma constante processo de aceleração do CM. O dispêndio energético líquido necessário para locomover o sujeito em uma determinada distância (custo de transporte – **C**, SCHMIDT-NIELSEN, 1972) é determinado por tarefas mecânicas tais como: gerar força para suportar o peso do corpo; executar o trabalho para redirecionar e acelerar o CM a cada passo; promover o balanço dos membros e manter a estabilidade dinâmica (GRABOWSKI *et al.*, 2006). A quantificação do **C** pode fornecer dados que auxiliam na avaliação de pacientes com incapacidades na caminhada e ajuda a estimar a eficácia das intervenções terapêuticas como a prescrição de órteses, próteses, fisioterapia ou cirurgia. Por esta razão, mensurar o dispêndio energético durante a locomoção é considerado um instrumento útil para avaliação das capacidades funcionais, pois sua interpretação fornece indicativos de resistência, fadiga e habilidade da locomoção durante suas atividades diárias (SANTOS *et al.*, 2010).

Ao analisarmos o **C** observamos que existem mecanismos que o influenciam, como o mecanismo pendular e a velocidade escolhida ou também denominada como velocidade auto selecionada (VAS). No modelo do pêndulo invertido, para a caminhada, a energia potencial (E_p) é alta quando o CM está acima do ponto de contato do corpo com o solo, mas a partir desse momento a E_p começa a diminuir e

a energia cinética (E_k) obtém um acréscimo gradativo. Quando o ponto de contato volta a estar na frente do CM a E_k diminui e a E_p aumenta. As E_k e E_p se comportam em oposição de fase, gerando uma reconversão (*Recovery*) entre elas (CAVAGNA *et al.*, 1963; MINETTI *et al.*, 1994; CAVAGNA *et al.*, 2002; MIAN *et al.*, 2006).

A maioria dos estudos sobre a energia mecânica durante a locomoção utiliza a técnica da medida dos trabalhos mecânicos, externo (W_{ext}), interno (W_{int}) e total (W_{tot}) (CAVAGNA; SAIBENE *et al.*, 1963; SAIBENE; MINETTI, 2003). Esse método será utilizado neste estudo, obtido através da utilização de dados cinemáticos que conduzirão ao discernimento sobre a mecânica e a energética da locomoção (WILLEMS *et al.*, 1995).

Segundo Cavagna *et al.* (1976) o *Recovery* é o parâmetro que quantifica a capacidade de salvar a energia mecânica utilizando o modelo do pêndulo invertido observado em uma passada. Essa reconversão (entre as E_k e E_p) reduz a energia líquida necessária para movimentar o sistema. Os seres humanos não obtêm uma troca completa no *Recovery* (100%). No entanto a reconversão entre as energias é moderadamente elevada (até 60%), sendo dependente do comprimento da passada (CP) e velocidade de caminhada. O maior valor de reconversão, normalmente, ocorre na velocidade ótima ($V_{ótima}$) e em indivíduos sem restrições físicas coincide com a VAS (CAVAGNA *et al.*, 1976; MINETTI *et al.*, 1994). A reconversão entre as energias, observada em um passo ou ainda quadro a quadro é denominada transdução pendular (R_{int}) (CAVAGNA, WILLEMS *et al.*, 2002).

Entretanto, indivíduos que são portadores de restrições físicas, como os amputados, apresentam um maior dispêndio energético quando comparados a indivíduos sem restrições físicas na mesma velocidade de caminhada. Waters e Perry (1976) ainda observaram que quanto mais proximal o nível de amputação maior será o dispêndio energético durante a locomoção. Detrembleur *et al.* (2005) mostraram que existe uma dependência do **C** de amputados com a VAS e com o mecanismo pendular. Também podemos observar em outros estudos que existe alteração dos parâmetros mecânicos (como W_{int} , W_{ext} , *Recovery*) e metabólicos (como **C**, eficiência mecânica - *Eff*) em sujeitos com restrições físicas (TESIO *et al.*, 1998; HECKE *et al.*, 2007; BONA *et al.*, 2008).

Ocorre alteração do padrão de caminhada desses indivíduos, como maior flexão do quadril, menor fase de apoio e maior fase de balanço para do lado

amputado. A mudança encontrada no padrão de caminhada influencia as variáveis mecânicas e energéticas. Com o conhecimento dessas alterações é possível uma abordagem específica durante a reabilitação.

Na amputação de membro inferior, especialmente no nível transfemural, é onde observamos maior incapacidade do indivíduo. Nesse nível é difícil prevermos o sucesso do uso da prótese e o tempo que esta será utilizada, devido às dificuldades que são encontradas. Na vivência clínica encontramos múltiplos fatores incluindo o aumento do **C** na caminhada, diminuição do controle sensorio das articulações e alteração da função muscular (SEROUSSI *et al.*, 1996; MATTES *et al.*, 2000).

O presente estudo possui relevância para a reabilitação dessa população, pois suas atividades de vida diária exigem diferentes velocidades, as quais serão pesquisadas e analisadas no decorrer do trabalho. Também é ressaltado que os efeitos das variáveis descritas no texto podem ser atenuadas pela reabilitação ou outras intervenções. Para o nosso conhecimento foram realizadas pesquisas em diferentes velocidades com amputados transfemorais (SCHMID *et al.*, 2005; GENIN *et al.*, 2008), porém não foram avaliadas todas as variáveis mecânicas e energéticas, como esse se propõe.

Portanto temos como problema de pesquisa: qual o comportamento do *Recovery*, da *Eff*, do **C**, do R_{int} , trabalho mecânico total (W_{tot}), trabalho mecânico externo (W_{ext}), trabalho mecânico vertical (W_v), trabalho mecânico horizontal (W_f), trabalho mecânico interno (W_{int}) e da estabilidade dinâmica durante a caminhada, na VAS, acima e abaixo desta, em pacientes amputados transfemorais? Existe relação das variáveis: *Recovery*, *Eff*, **C** e potência metabólica (\dot{E}) com a variabilidade dos parâmetros cinemáticos da caminhada (estabilidade dinâmica)?

1.1 Hipótese

A velocidade no qual o **C** é menor ($V_{ótima}$), o *Recovery* e R_{int} são máximos será acima da VAS. Também hipotetizamos que existirá relação significativa desses resultados com a estabilidade dinâmica (maior estabilidade dinâmica nas velocidades que ocorrerão os parâmetros energéticos ótimos).

2. OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

Analisar, comparar e associar os efeitos de diferentes velocidades de locomoção no *Recovery*, no **C**, na *Eff*, na \dot{E} , no R_{int} , W_{tot} , W_{ext} , W_v , W_f , W_{int} e na estabilidade dinâmica em indivíduos amputados transfemorais protetizados de membro inferior.

2.2 Objetivos específicos

Determinar *Recovery*, **C**, *Eff*, \dot{E} , R_{int} , W_{tot} , W_{ext} , W_v , W_f , W_{int} e estabilidade dinâmica, nas velocidades de + 0,5 km.h⁻¹ da VAS; + 1 km.h⁻¹ da VAS e - 0,5 km.h⁻¹ da VAS; - 1 km.h⁻¹ da VAS e na VAS em amputados transfemorais.

Determinar a velocidade ótima através do número de Froude (método teórico) e através de uma equação polinomial de segundo grau do **C** em função da velocidade de locomoção (método experimental).

Determinar através da Vótima o índice de recuperação.

Comparar *Recovery*, **C**, *Eff*, \dot{E} , R_{int} , W_{tot} , W_{ext} , W_v , W_f , W_{int} e estabilidade dinâmica entre as velocidades de + 0,5 km.h⁻¹ da VAS; + 1 km.h⁻¹ da VAS e - 0,5 km.h⁻¹ da VAS; - 1 km.h⁻¹ da VAS e na VAS em amputados transfemorais.

Comparar o W_{int} e o W_{tot} com e sem adaptação da tabela antropométrica aos componentes protéticos entre as cinco velocidades.

Correlacionar a estabilidade dinâmica com *Recovery*, *Eff*, **C** e \dot{E} em amputados transfemorais.

3. REVISÃO DE LITERATURA

Definiu-se fazer uma ampla revisão de literatura, para oferecer o embasamento teórico necessário para melhor compreensão do tema pesquisado, para esse fim a revisão foi dividida da seguinte forma: i) influência do tipo de prótese no consumo de oxigênio; ii) aspectos biomecânicos da caminhada de amputados; iii) mecanismo pendular e energética da locomoção.

3.1 Influência do tipo de prótese no consumo de oxigênio

É aceito e descrito na literatura que o consumo energético durante a caminhada em amputados é maior do que para indivíduos não amputados (WATERS; PERRY, 1976; WATERS; PERRY, 1992; WATERS; MULROY, 1999; DETREMBLEUR *et al.*, 2005; BONA *et al.*, 2008). Avanços tecnológicos especialmente nos componentes protéticos nos últimos anos tem como objetivos diminuir o consumo energético e aumentar a mobilidade dos amputados protetizados. Alguns estudos mostram os diferentes componentes da prótese e sua influência sobre o consumo de energia dessa população.

Entre alguns tópicos de pesquisa analisados, o tipo de pé protético, invariavelmente escolhido de acordo com as necessidades do paciente, tem como pressupostos básicos para sua escolha dois pontos: i) os objetivos a serem alcançados e, ii) a idade do paciente (tendo em vista que um paciente idoso necessita de um maior apoio com mais estabilidade para realizar a locomoção) (TONON *et al.*, 2005). Estes dois critérios são determinantes nos diferentes alinhamentos e angulações dos pés protéticos, exercendo influência direta nas características biomecânicas da caminhada. Estas diferenças ocorrem com as próteses devido ao seu alinhamento que respeita os encurtamentos e formato do membro residual, podendo alterar o alinhamento e angulação do pé protético. Essas alterações: alinhamentos, angulações e encurtamentos podem resultar em um aumento do consumo de oxigênio (SCHMALZ *et al.*, 2002).

Em um estudo realizado por Schmalz *et al.* (2002), foram observados 15 amputados transtibiais, todos com amputação por trauma e comparados o dispêndio energético usando diferentes tipos de pés protéticos. O pé protético do tipo SACH

(com articulação do tornozelo rígida, com a estrutura do pé em madeira) é comumente usado quando o paciente precisa de estabilidade na articulação do joelho. O pé em fibra de carbono (figura 1a) é mais confortável, com maior mobilidade e desempenho. Ele armazena energia no momento do contato total do calcanhar - devido à capacidade de deformar-se - facilitando a propulsão na caminhada. Este tipo de reutilização de energia mecânica é possivelmente semelhante ao que acontece no tornozelo humano durante a caminhada, onde a unidade músculo-tendão flexor plantar realiza uma ação de “catapulta” (“*catapult action*”), caracterizada por um lento trabalho mecânico negativo e um subsequente trabalho mecânico positivo rápido (ISHIKAWA *et al.*, 2005, PEYRÉ-TARTARUGA, 2008). Além disso, o pé em fibra de carbono adapta-se a distintas velocidades da caminhada, tendo boa capacidade de absorção de impacto e adaptabilidade às superfícies irregulares. Esta diferença mecânica repercute no **C**, determinando uma forma mais econômica para sujeitos que utilizam prótese em pé de fibra de carbono contra sujeitos com prótese com pé de madeira (SACH). Na VAS (± 4 km.h⁻¹) o consumo de oxigênio entre os pés SACH e o pé em fibra de carbono apresentou uma tendência de diferença. Já na velocidade de 4,8 km.h⁻¹ obteve-se uma diferença significativa ($p < 0,05$) com um valor maior de consumo de oxigênio, do pé SACH ($16,1 \pm 1,4$ ml.min⁻¹.kg⁻¹) do que com o pé de fibra de carbono ($15,6 \pm 1,2$ ml.min⁻¹.kg⁻¹) (WATERS; PERRY, 1976; SCHMALZ *et al.*, 2002; TONON *et al.*, 2005).

Também em comparação realizada com diferentes pés protéticos, Torburn *et al.* (1995), com 16 amputados transtibiais (figura 1 A) (9 por trauma e 7 por problemas vasculares) analisaram cinco diferentes pés protéticos, sendo um deles o SACH e os outros em carbono (resposta dinâmica elástica). Cada indivíduo andava de 5 a 20 minutos (tempo máximo de locomoção) com cada pé, na VAS. Os resultados obtidos não mostraram diferenças significativas entre os diferentes pés, mas somente uma tendência de diminuição no custo energético para os pés em carbono (TORBURN *et al.*, 1995). Estes resultados estão de acordo com os resultados descritos por Schmalz *et al.* (2002).

Perry em 1992, concluiu que esses aumentos no consumo energético podem ser devido ao aumento do trabalho da musculatura remanescente – bem como à falta de mobilidade das articulações protéticas, requerendo sobrecarga e

compensações das articulações do membro residual para proporcionar estabilidade durante a caminhada. De fato, o tipo de prótese que proporcionou maior consumo energético foi o pé SACH, apresentando menor mobilidade (PERRY, 1992).

Além dos pés protéticos, obviamente outros componentes da articulação protética podem influenciar o **C** da locomoção (exemplo: tipo de articulação). Dois tipos diferentes de articulação do joelho mais utilizados são: microprocessador eletrônico (figura 1 B) e sistema hidráulico (outros tipos de joelhos existentes: livre, monoeixo, policêntrico, pneumático). Em relação à prótese com microprocessador eletrônico, ela é projetada para regular automaticamente de acordo com a velocidade de balanço da perna protética. Um dispositivo inserido na junção artificial do joelho detecta essas diferenças de velocidade, pelo microprocessador que está incorporado na perna protética. Esse microprocessador emite a informação para o dispositivo do joelho que ajusta automaticamente o diâmetro do orifício presente na válvula do cilindro hidráulico. É um mecanismo auto regulador (microprocessador) o qual adapta-se a cada situação de implemento de velocidade. As unidades de controle integradas minimizam as resistências do joelho e permitem assim uma locomoção confortável e com pouco esforço especificamente na realização da flexão do joelho durante a fase do balanço (BOONSTRA *et al.* 1996; BUCKLEY *et al.*, 1997).

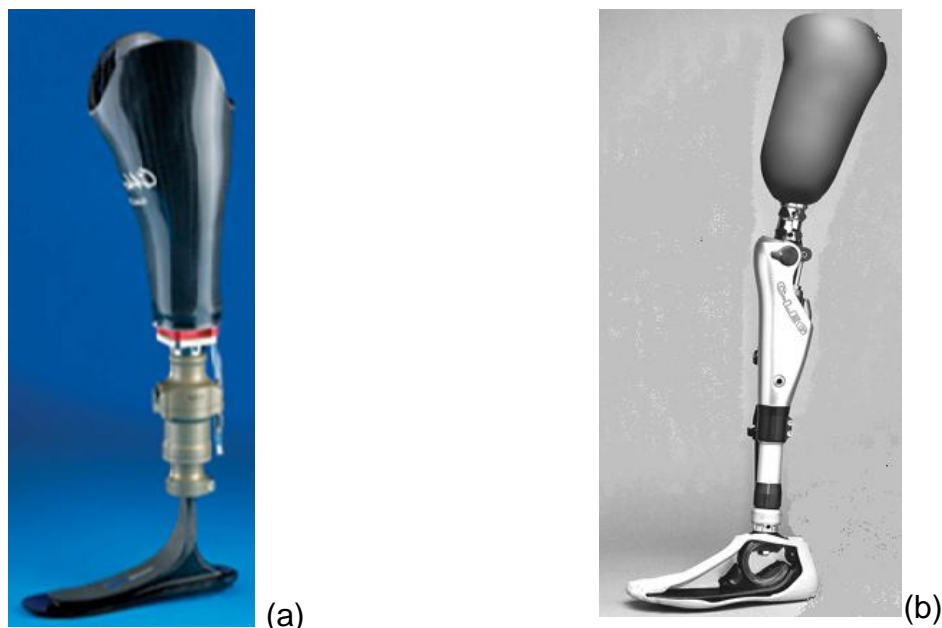


Figura 1: Componentes protéticos: Modelo de prótese para: (A) nível transtibial com pé em fibra de carbono; (B) nível transfemural, joelho com controle hidráulico e pé em fibra de carbono.

A prótese hidráulica tem como mecanismo um sistema de válvulas que controlam a entrada ou saída de fluidos. Esse mecanismo possibilita que o movimento do indivíduo com a perna protética fique mais próximo do movimento de um membro inferior, em relação a VAS do indivíduo (KAUFMAN *et al.*, 2007). Assim, a locomoção diferente da velocidade indicada a qual foi pré-determinada pode resultar em desvios anormais da caminhada (SCHMALZ *et al.*, 2002). Essas alterações na caminhada de um paciente (devido à diferença de controle de fase de balanço) podem ocasionar uma elevação do consumo de oxigênio (BOONSTRA *et al.*, 1996). Porém, foram comparadas essas duas próteses quanto a articulação do joelho. Nessa comparação houve maior consumo de oxigênio nos pacientes que utilizavam à prótese hidráulica, sem diferença significativa (BUCKLEY *et al.*, 1997). É provável que a auto regulação da prótese inteligente contribua para a redução do dispêndio energético na caminhada em velocidades acima da VAS.

Na comparação do consumo de oxigênio nas velocidades da caminhada acima e abaixo da normal os sujeitos que utilizaram a prótese inteligente (com microprocessador) apresentaram menor consumo energético quando comparados àqueles que utilizavam prótese hidráulica, mas sem diferença significativa

(TORBURN *et al.*, 1995). Na tabela 1 podem ser observados os dados de consumo energético de diferentes estudos.

Tabela 1: Estudos referentes ao dispêndio energético em amputados utilizando prótese ortopédica. T: amputado transtibial, F: amputado transfemural, Syme: desarticulação tíbio-társica, VAS: velocidade auto-selecionada, velo: velocidade, AEV: amputação de etiologia vascular, ETRA: amputação de etiologia traumática, PC: prótese convencional, PI: prótese inteligente, PL: prótese com pé em fibra de carbono (com resposta elástica).

| Estudo | Amostra | Velocidade (km.h ⁻¹) | Custo de Transporte (J.kg ⁻¹ .m ⁻¹) |
|----------------------------------|-------------------------|----------------------------------|---|
| Collins e Kuo, 2010 | 11 F | ≈ 3,2 | PC 3,0 e PL 2,8 |
| Traballesi <i>et al.</i> , 2008 | 16 F e 8T | VAS: F 1,19 e T 1,29 | F 4,4 e T 1,0 |
| Orendurff <i>et al.</i> , 2006 | 8 F | VAS: PI 4,7 e PC 4,3 | PI 2,1 e PC 2,2 |
| Datta <i>et al.</i> , 2005 | 10 F | Progressiva 2,5 a 5 | Menor velocidade: PI 2,9< |
| | | | PC 3,3 Maior velocidade |
| | | | PI 2,1< PC 2,3 |
| Detrembleur <i>et al.</i> , 2005 | 6 T e 6 F | VAS: F 2,4 T 2,8 | T 3,98 F 5,08 |
| Schmalz <i>et al.</i> , 2002 | 15 T e 12 F | T 4,4 F 3,5 | F 4,1 T 2,5 |
| Waters <i>et al.</i> , 1976 | AEV:13, syme:15 ETRA:15 | VAS: EVAS 2,1 ETRA 3,2 Syme 3,7 | AEV 4,1 ETRA 3,2 Syme 2,5 |
| Buckley <i>et al.</i> , 1997 | 3 F | baixa velo 1,8 rápida 3,7 | baixa velo 7,5 rápida 5,0 |
| Torburn <i>et al.</i> , 1995 | 9 ETRA e 7 AEV | ETRA 2,3 AEV 1,7 | ETRA 6,0 AEV 8,0 |

Os estudos citados na tabela 1 utilizaram a técnica de calorimetria indireta, ela estima a taxa metabólica por meio da mensuração do consumo de oxigênio. Os resultados mostram que amputados transfemorais escolhem uma velocidade menor quando comparado a transtibiais, devido a restrições relacionadas a questões fisiológicas e biomecânicas (discutidas neste estudo). A VAS dos amputados (tanto transtibiais quanto transfemorais) é menor do que a de sujeitos sem amputações. As próteses inteligentes possibilitam maior velocidade e menor dispêndio energético quando comparada as próteses convencionais.

3.2 Aspectos biomecânicos da caminhada de amputados

Alguns estudos têm investigado a caminhada de indivíduos amputados transfemorais e transtibiais (BAGLEY *et al.*, 1991; DETREMBLEUR *et al.*, 2005; BONA *et al.*, 2008). Alguns autores que estudam a caminhada de amputados dão maior atenção para características biomecânicas de diferentes componentes da prótese para melhorar o desempenho motor desses indivíduos. Além das características relacionadas aos componentes e o material usado nas próteses, existem grandes diferenças em relação ao alinhamento protético. O alinhamento é um fator essencial que afeta o desempenho da prótese e é suscetível de conduzir a uma caminhada anormal e com presença de fadiga física.

O alinhamento protético correto exerce importante influência sobre a capacidade de um indivíduo amputado protetizado deambular. O incorreto alinhamento da prótese resultará em excessiva tensão sobre o membro residual (ZAHEDI *et al.*, 1986).

Clinicamente, o alinhamento é obtido por um processo dinâmico, incluindo avaliações subjetivas, sendo importante o conforto da prótese durante a caminhada. O alinhamento é realizado pelo técnico protético (ZAHEDI *et al.*, 1986). A tolerância em aceitar diferentes alinhamentos está relacionada com a adaptação e controle dos amputados sobre suas próteses (SIN *et al.*, 2001).

Em um estudo realizado por Schmalz *et al.* (2002), foram analisados quanto ao alinhamento protético de amputados transtibiais (15 participantes) e transfemorais (12 participantes), sendo que os graus de variação do alinhamento foram de 1 a 2 cm tanto anterior quanto posterior. Além disso, analisaram o dispêndio energético em relação a estas variações descritas, na VAS. Um incorreto alinhamento afeta o consumo de oxigênio em maior proporção para amputados transfemorais. Quando o alinhamento é deslocado para posterior o consumo energético aumenta de $14,0 \pm 1,5$ para $16,4 \pm 1,7$ ($\text{ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$); No deslocamento anterior a variação do consumo energético é de $14,2 \pm 1,3$ para $16,8 \pm 1,7$ ($\text{ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$) (SCHMALZ *et al.*, 2002).

Os resultados deste estudo mostram que diferentes alinhamentos no plano sagital têm influência sobre as características biomecânicas da caminhada principalmente na fase de apoio, influenciando o trabalho realizado pela articulação do joelho. Esse deslocamento sagital, do alinhamento protético, muda o

comprimento da distância perpendicular da prótese que influencia na caminhada. Esta alteração no alinhamento em amputados transtibiais, é referente à articulação do tornozelo e afeta a estabilidade do joelho remanescente. Quando o alinhamento é deslocado para a parte posterior, aumenta a tendência de flexão do joelho, enquanto que o deslocamento anterior deste alinhamento aumenta a tendência para o joelho em extensão (SCHMALZ *et al.*, 2002).

Os diferentes alinhamentos no grupo transfemural também mostraram uma diferença importante nos parâmetros cinesiológicos da caminhada. Ocorre um aumento da atividade da musculatura extensora do quadril na primeira metade da fase de apoio (quando o alinhamento está 2 cm anterior ao alinhamento ideal). Este aumento da atividade da musculatura extensora ocorre para não permitir uma flexão de joelho, não adequada nesta fase da caminhada (SCHMALZ *et al.*, 2002).

Outros estudos também analisaram os alinhamentos e suas modificações na biomecânica da caminhada. Fang *et al.* (2007) avaliaram amputados transtibiais quanto à cinemática e eletromiografia de superfície de alguns músculos em relação ao alinhamento adequado e duas variações deste, 6 graus positivo (deslocamento anterior do centro de massa segmentar) e 6 graus negativos (deslocamento posterior do centro de massa segmentar). Mesmo mudando o alinhamento, a força realizada pelos músculos analisados, através de eletromiografia, foi similar na distribuição temporal.

No entanto, no mesmo estudo, o pico eletromiográfico de cada músculo variou de modo diverso. Na fase de apoio, os músculos: semitendinoso, semimembranoso e cabeça longa do bíceps femoral, apresentaram aumento no pico de força com os alinhamentos inadequados (principalmente quando em 6° positivos) quando comparados ao alinhamento adequado. Os músculos vasto e o reto femoral obtiveram mudanças similares, embora no alinhamento inadequado foi observado um aumento da amplitude da atividade elétrica muscular durante o movimento estudado. O músculo glúteo máximo não apresentou importante alteração quanto a ativação eletromiográfica entre os três alinhamentos. Na fase de balanço as forças dos músculos se mantiveram constante nos três alinhamentos, exceto nos músculos isquiotibiais. Para o alinhamento adequado os resultados foram semelhantes (FANG *et al.*, 2007).

Kaufman *et al.* (2007), analisaram dois joelhos protéticos um de controle hidráulico e o outro com um microprocessador eletrônico. Através da dinamometria e

cinematria tridimensional foi analisada a caminhada de 15 amputados transfemorais com dois tipos de prótese: hidráulica e com microprocessador eletrônico. Com a prótese hidráulica caminharam mantendo a força de reação do solo a frente do joelho no início da fase de apoio, o que bloqueia e causa uma hiperextensão do joelho hidráulico, promovendo maior estabilidade para o indivíduo. Já com o joelho com microprocessador eletrônico os indivíduos alcançaram um padrão mais similar à caminhada normal resultando em uma flexão de joelho em resposta a carga imposta. O momento do joelho muda para um momento flexor quando utilizando a prótese hidráulica, contudo com o microprocessador eletrônico um momento extensor no joelho foi observado.

Segundo os autores anteriormente citados, o microprocessador eletrônico melhora a caminhada dos amputados. Além de proporcionar uma caminhada mais próxima da de indivíduos não amputados, também acredita-se que há melhora da eficiência da articulação do joelho durante a caminhada (SAUNDERS *et al.*, 1953). Esses resultados corroboram com os achados de outros autores (SEROUSSI *et al.*, 1996; JOHANSSON *et al.*, 2005) que seguiram metodologias parecidas. Porém, para as variáveis mecânicas e de consumo de oxigênio, que envolvem o objetivo do presente estudo não foram encontradas diferenças significativas entre os dois joelhos.

Também em relação à biomecânica da caminhada Torburn *et al.* (1990) analisaram a caminhada de cinco indivíduos amputados transtibiais com diferentes pés protéticos (SACH e pés em carbono – *Flex-foot, carbon copy II, STEN, SEATTLE*) através da atividade eletromiográfica, uma câmera e plataforma de força. A cadência e a duração do ciclo da caminhada na VAS foram diferentes entre os pés protéticos, para o pé em carbon copy II a cadência foi maior e, conseqüentemente, a duração do ciclo da caminhada menor na comparação com o SACH e o Flex-foot (TORBURN *et al.*, 1990).

Ainda durante a caminhada em VAS e maior velocidade, a única diferença detectada no movimento pélvico, coxa, joelho, ou tornozelo foi no ângulo máximo em dorsiflexão alcançado durante a fase final do ciclo da caminhada. O pé *Flex-Foot* resultou em uma maior dorsiflexão ($19,8 \pm 3,3$ graus) em comparação com todos os outros pés testados ($13 \pm 4,2$ graus, $p = 0,003$).

Houve uma pequena quantidade de flexão do joelho em resposta a carga imposta ($6,3 \pm 10,4$ graus) em todas as condições. A média do pico de flexão do

joelho na fase de balanço foi $63,8 \pm 7,7$ graus durante o início desta fase. Wagner *et al.* (1987), encontraram resultados similares em estudo parecido aos citados.

A atividade eletromiográfica dos músculos: vasto lateral, glúteo máximo, bíceps femoral cabeça longa foram analisados. A atividade de todos músculos foi mais intensa na caminhada quando comparada a caminhada de indivíduos não amputados. Resultados semelhantes são encontrados nos estudos de Adler *et al.* (1983) e Lyons *et al.* (1983). Porém, o músculo que mais variou a ativação do sinal eletromiográfico com os diferentes pés protéticos foi o bíceps femoral cabeça longa (TORBURN *et al.*, 1990).

Ainda no mesmo estudo o torque máximo obtido durante a dorsiflexão foi com o pé *Flex-Foot* quando comparado aos outros quatro tipos de pés protéticos. Todavia na articulação do joelho, o vetor da força de reação do solo permaneceu anterior ao eixo do joelho, mantendo assim uma mínima magnitude no torque durante toda a caminhada. Somente com o pé *SACH* foi obtido um torque em flexão no joelho durante a fase de apoio. Com os outros pés houve uma tendência para um torque em extensão nesta fase da caminhada. Para o quadril, o torque flexor se mostrou próximo da caminhada de indivíduos não amputados progredindo em resposta ao apoio dado, aumentando para um torque máximo na fase final da extensão. Uma tendência de aumento no torque flexor do quadril ocorreu com o pé *Flex-foot*, mas não foi significativo.

O aumento da velocidade aumenta o torque em dorsiflexão com o *Flex-foot* quando comparado ao *SACH* e ao *STEN*. Para o joelho há um aumento no torque flexor durante a fase de apoio com os pés: *STEN*, *SACH*, *SEATTLE* e para o torque extensor para o pé *Carbon copy II* e *Flex-foot*. O quadril manteve os valores de torque parecidos aos encontrados com a *VAS*. Na análise na plataforma de força foram encontrados valores semelhantes de força para todos os pés (WAGNER *et al.*, 1987).

Em outro estudo, com próteses similares, Nolan *et al.* (2003), através da observação da caminhada de quatro amputados transtibiais e quatro amputados transfemorais, investigaram o efeito do aumento de velocidade na locomoção destes indivíduos (NOLAN *et al.*, 2003). No grupo de amputados transtibiais a maior força de reação do solo foi encontrada no membro intacto comparado ao protético. Resultados semelhantes são encontrados por outros autores (ENGSBERG *et al.*, 1991; ENGSBERG *et al.*, 1993). No grupo de amputados transfemorais também foi

encontrada uma tendência, mas sem diferenças significativas. Nolan *et al.* (2003) também sugerem que este resultado se deve a um provável mecanismo de proteção do membro residual, colocando assim menor carga neste membro. Em relação a este resultado Clark *et al.* (1981) sugerem que há um maior deslocamento do CM para o membro intacto e essa seria uma justificativa para a menor carga no membro protético.

Em todas velocidades analisadas os amputados transtibiais apresentaram um maior pico de força de reação do solo no membro intacto quando comparados a indivíduos sem amputações. Para os transfemorais também foi maior a força de reação do solo para o membro intacto quando comparado aos indivíduos não amputados. A diferença encontrada para este último grupo foi em relação à velocidade máxima, pois indivíduos não amputados apresentaram maior velocidade (NOLAN *et al.*, 2003). Esses resultados concordam com outros estudos (ENGSBERG *et al.*, 1991; ENGSBERG *et al.*, 1993). Segundo Nolan *et al.* (2003), esses resultados sugerem que há uma maior tensão para o membro não amputado quando comparado com indivíduos não amputados (NOLAN *et al.*, 2003).

Para todos os grupos observados houve um aumento no pico de força com o aumento da velocidade, concordando com os estudos de Andriacchi *et al.* (1977) e Nilsson *et al.* (1985). Houve um aumento no pico de força para o membro intacto proporcional ao aumento de velocidade. Quando comparado com os achados em crianças (ZERNICKE *et al.*, 1985) também ocorreu um aumento no pico de força com aumento da velocidade. Com o aumento da velocidade os amputados aceleram mais seu corpo quando estão realizando o passo com o membro intacto quando comparado ao membro protético, possivelmente devido às diferenças na massa dos segmentos envolvidos, problemas inerciais da prótese e o CM deslocado para o membro intacto (NOLAN *et al.*, 2003).

O impulso vertical médio também foi maior para o membro intacto quando comparado ao membro protético (ver também VANICEK *et al.*, 2008). Tal como em sujeitos não amputados, o impulso vertical diminui conforme o aumento da velocidade de progressão na caminhada. Isto provavelmente ocorre pela diminuição do contato do pé ao solo com o aumento da velocidade (NILSSON e THORSTENSONN, 1989; KELLER *et al.*, 1996). A maior assimetria foi encontrada para os transfemorais e a menor para os indivíduos sem amputações. É provável que sujeitos amputados transfemorais e em menor grau, transtibiais, mantenham a

projeção vertical do CM não gerando a propulsão necessária na locomoção, este resultado ocorre pela ausência do movimento do tornozelo e ação da musculatura do joelho. Estes resultados também indicam, como observado anteriormente, que há maior sobrecarga sobre o membro intacto, comportamento descrito por Engsberg *et al.* (1991; 1993).

Com os resultados encontrados no estudo de Nolan *et al.* (2003), especialmente para os transfemurais, mostram que há uma diminuição da assimetria temporal com o aumento da velocidade, principalmente na fase de balanço. Foi observada uma alteração de duração nas sucessivas fases do ciclo da caminhada comparando os dois membros. Há um aumento da fase de balanço e de apoio do membro protético diminuindo a assimetria.

3.3 Mecanismo pendular e energética

O modelo do pêndulo invertido (figura 2a) caracteriza-se pela oposição de fase das energias mecânicas (figura 2b). Essa troca que ocorre entre as energias é denominada *Recovery*. A reconversão entre as energias em seres humanos não atinge 100%, e o restante de energia que não é reconvertido deve ser suplementado pela energia metabólica advinda dos músculos.

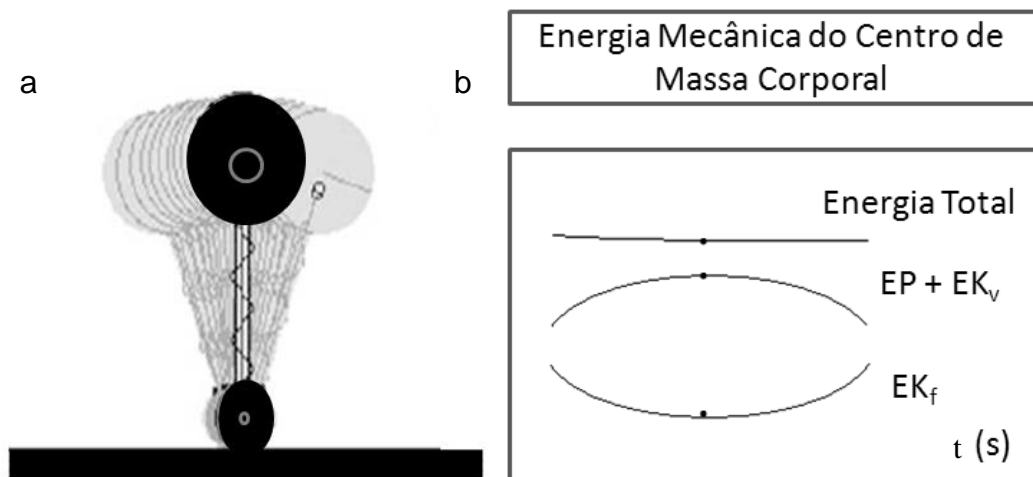


Figura 2: Modelo do Pêndulo Invertido (a) e Comportamento das energias mecânicas (b) durante a caminhada, E_p é a energia potencial; E_{k_v} é a energia cinética vertical, E_{k_f} é a energia cinética horizontal e t é o tempo em segundos (s) (modificado de SAIBENE; MINETTI, 2003).

Em sujeitos com restrições físicas (como o caso de amputados) essa reconversão possui valores menores quando comparado a sujeitos sem restrições

físicas, sugerindo que esse mecanismo minimizador de energia possa estar alterado nesses sujeitos, por motivos que podem envolver a escolha da VAS (DETREMBLEUR *et al.*, 2005).

Resultados de um estudo de caso prévio mostraram que os parâmetros energéticos ótimos (menor **C**, maior *Recovery* e maior *Eff*) não ocorreram na VAS do amputado transfemural que participou do estudo. Existe um mínimo e inevitável dispêndio energético (necessário para elevação e aceleração do CM) utilizado na caminhada, parte deste gasto energético é minimizado pelo *Recovery* e o restante da energia necessária para a locomoção é, como explicado anteriormente, providenciado pelos músculos.

Além disso, o **C** foi menor na velocidade acima da VAS. No estudo de Detrembleur *et al.* (2005) os amputados que escolhiam uma velocidade maior apresentavam menor **C** quando comparado aos que escolhiam uma velocidade menor (DETREMBLEUR *et al.*, 2005), porém, neste estudo os sujeitos caminharam apenas nas suas VAS. Achados semelhantes são observados quando a restrição é neurológica (crianças com paralisia cerebral) (HECKE *et al.*, 2007). Em sujeitos sem restrição de ordem neurológica ou física, a maior economia de caminhada é encontrada na VAS (entre 4-5 km.h⁻¹), sejam eles sujeitos adultos (CAVAGNA *et al.*, 1977) ou idosos (MIAN *et al.*, 2006). A curva encontrada para o **C** (em função da velocidade de progressão) também difere da curva em forma de U do trabalho pioneiro de Margaria (1938) para indivíduos sem restrições (MARGARIA, 1938). Nesta curva temos o menor pico relacionado à VAS dos sujeitos, enquanto que o menor pico (deste estudo de caso prévio) foi encontrado na maior velocidade (3,5 km.h⁻¹).

Genin *et al.* (2008), analisaram o **C** em diferentes velocidades em amputados transfemorais. Participaram nove cambojanos utilizando próteses com apoio quadrilátero e joelho com mecanismo pneumático. Neste estudo o maior **C** encontrado foi de 11,7 J.kg⁻¹.m⁻¹ na velocidade de 1,08 km.h⁻¹ e o menor **C** foi de 7,1 J.kg⁻¹.m⁻¹ na de 3,2 km.h⁻¹. Através de valores teóricos de $V_{ótima}$ calculados pelo estudo são definidos valores teóricos de **C** mínimo (assim definido onde o **C** era mínimo). O **C** mínimo obtido através das equações de Bastien *et al.* (2005) foi de 5,8 J.kg⁻¹.m⁻¹ em uma velocidade de 3,6 km.h⁻¹. Com esses resultados teóricos os autores encontraram uma curva em forma de U, como para pessoas sem

amputações, porém mesmo encontrando uma $V_{\text{ótima}}$ o valor encontrado do **C** também foi maior quando comparado ao de sujeitos sem amputações.

O comportamento do *Recovery*, que se apresentou maior na velocidade acima da VAS também foi encontrado na literatura, com valores próximos aos do estudo piloto. Com velocidade entre 3 – 4 km.h⁻¹ (acima da VAS), foram obtidos resultados de reconversão acima da VAS do indivíduo, o mesmo foi encontrado em outros estudos, os quais realizaram somente uma velocidade, de modo que os sujeitos que alcançaram maiores velocidades atingiam maiores valores de *Recovery* (DETREMBLEUR *et al.*, 2005; TESIO *et al.*, 1998a). Em sujeitos jovens (TESIO *et al.*, 1998b; WILLEMS *et al.*, 1995) e idosos (MIAN *et al.*, 2006) não acometidos, os valores de reconversão pendular nas mesmas velocidades às da VAS do estudo piloto, foram maiores.

A *Eff* foi diretamente proporcional ao aumento de velocidade, atingindo maiores resultados na maior velocidade adotada. O mesmo comportamento foi encontrado em sujeitos não amputados em velocidades de até 6,1 km.h⁻¹ (MIAN *et al.*, 2006) e acima de 7 km.h⁻¹ os valores de *Eff* diminuem (WILLEMS *et al.*, 1995). Apesar do comportamento semelhante, os valores de *Eff* em amputados foram menores que dos sujeitos não amputados (WILLEMS *et al.*, 1995; MIAN *et al.*, 2006). É razoável supor que o trabalho produzido para sustentar a locomoção necessita maior **C** em sujeitos amputados. Além disso, supõe-se que indivíduos amputados transfemorais apresentem maior economia e *Eff* de caminhada em velocidades acima da VAS.

Entre os fatores que podem influenciar o **C** tem-se a estabilidade dinâmica. Ela pode ser definida como a habilidade de manter uma locomoção funcional apesar da presença de pequenos distúrbios cinéticos ou erros de controle neural e/ou motor. A estabilidade de caminhada requer análises que contam com parâmetros cinemáticos (tal como o tempo da passada, comprimento do passo e os deslocamentos angulares dos membros inferiores, ENGLAND; GRANATA, 2007). Contudo, uma baixa ou uma alta variabilidade cinemática dos membros inferiores pode estar relacionada com a estabilidade dinâmica. Por exemplo: uma baixa variabilidade de tempo de passo e uma alta variabilidade de ângulo articular durante o estado de equilíbrio na caminhada, tem associação com a estabilidade (MASANI *et al.*, 2002; AINSWORTH, 2007). Ainda a escolha da velocidade de caminhada

influencia a estabilidade dinâmica (na variabilidade dos parâmetros cinemáticos). (ENGLAND; GRANATA, 2007).

Além disso, o aprendizado da caminhada com próteses é um desafio. Os amputados perdem parte de seu sistema motor e do seu sistema sensorial que é removido pela amputação do membro. Conseqüentemente, eles perdem uma grande quantidade de informação (como ângulos articulares, posição e momento do contato inicial do calcanhar) normalmente fornecidos pelos sensores do sistema músculoesquelético e da pele na extremidade do membro inferior, os quais são necessários para a estabilidade dinâmica. Também ocorre alteração da cinética e da cinemática da caminhada, como as descritas no capítulo 3.2. Devido às variações encontradas nos parâmetros cinemáticos como: no CP e tempo da passada, acredita-se que exista uma variação da posição do CM e uma maior co-contracção muscular. Sujeitos que mudam o padrão de caminhada (como os amputados) geram maior co-contracção dos músculos resultando no elevado custo energético (ORTEGA; FARLEY, 2005). Essa co-contracção encontrada é necessária para manter a estabilidade principalmente em situações de assimetrias do padrão locomotor, sugerindo maior controle motor para manutenção da postura ereta durante a caminhada (GRANATA; WILSON, 2001). Essas duas alterações (variação da posição do CM e maior co-contracção muscular) também geram maior consumo energético durante a caminhada nessas velocidades (figura 3).

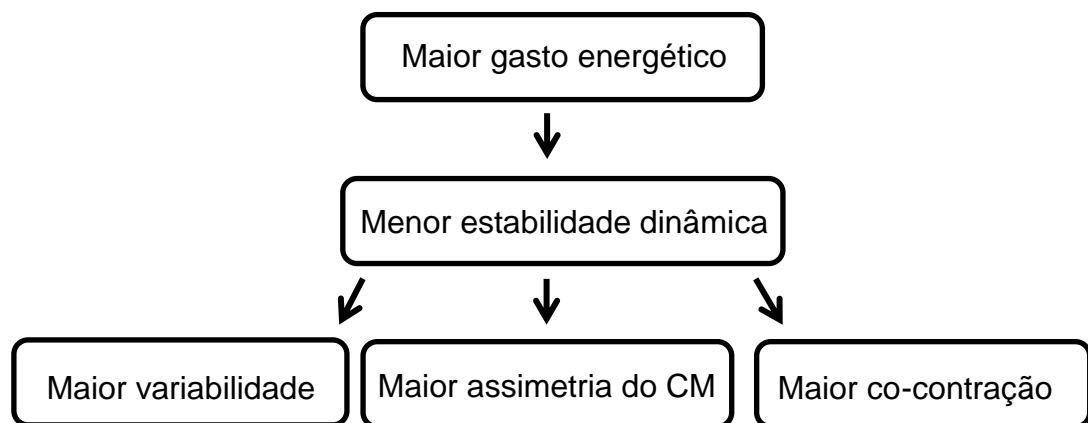


Figura 3: Modelo conceitual para definição do aumento do consumo energético.

Todos esses fatores têm um efeito negativo sobre a capacidade de caminhar desses sujeitos. A estabilidade dinâmica é um fator importante para determinar a capacidade desses sujeitos caminharem (além da velocidade, da simetria da

caminhada e do consumo de energia), pois ela está relacionada a capacidade de se recuperar próximo de uma queda ou evitá-la. As medidas de variabilidade se relacionam com risco de queda (HAUSDORFF *et al.*, 2001b; MAKI, 1997; NAKAMURA *et al.*, 1996), tornando-as úteis para avaliar a capacidade de caminhada, porém, é um fator difícil de ser quantificado (AINSWORTH, 2007). Uma das estratégias sugeridas pela literatura é relacionar com o padrão de caminhada funcional. Por isso, é assumido que tal medida de estabilidade dinâmica é a variabilidade da caminhada, como já descrito acima (HAUSDORFF *et al.*, 2001b; MAKI, 1997; NAKAMURA *et al.*, 1996).

Desta forma, avaliar a variabilidade da locomoção, passada por passada na caminhada, oferece um meio complementar para quantificar a locomoção e mudanças em função da idade ou restrições físicas, bem como uma maneira de monitorar os efeitos de intervenções terapêuticas e programas de reabilitação. Em adultos sem restrições físicas a variabilidade passada por passada é relativamente pequena e o coeficiente de variação de muitos parâmetros da caminhada é da ordem de apenas poucos percentuais. Existem alguns fatores fisiológicos e mecânicos que afetam a dinâmica da caminhada como o controle neural, função muscular, restrições físicas e controle postural, os quais podem influenciar na variabilidade da caminhada (HAUSDORFF, 2005).

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Definição de variáveis (dependentes)

4.1.2 Recovery

Esta equação determina o percentual de reconversão via pendular entre E_k e E_p durante a passada. Sendo que na $V_{ótima}$ de caminhada, o *Recovery* alcança aproximadamente seu valor máximo. A maior reconversão de energia (cinética e potencial) ocorre quando há maior oposição de fase entre essas energias (aproximadamente 60% em sujeitos não acometidos), sendo dependente do CP e da velocidade (CAVAGNA; KANEKO, 1977).

4.1.3 Eficiência mecânica - *Eff*

A *Eff* está relacionada à eficiência muscular (aproximadamente 23%). Existe um mínimo dispêndio energético necessário (para elevação e aceleração do CM) utilizado na caminhada, parte desta redução é devido ao *Recovery* e o restante da energia necessária para a locomoção é providenciado pelos músculos (CAVAGNA; KANEKO, 1977).

4.1.4 Custo de transporte - *C*

C é o dispêndio energético líquido necessário para locomover o sujeito em uma determinada distância. A unidade utilizada para esta variável é $J.kg^{-1}.m^{-1}$ (SAIBENE; MINETTI, 2003).

4.1.5 Estabilidade dinâmica

A estabilidade dinâmica é a variabilidade dos parâmetros espaço temporais durante a caminhada. Neste estudo será analisado o coeficiente de variação da média de doze ciclos da passada das seguintes variáveis: CP e tempo da passada. Serão calculados a partir da cinemática (HAUSDORFF *et al.*, 2001b).

4.1.6 Velocidade ótima de locomoção - $V_{ótima}$

A $V_{ótima}$ é definida como a velocidade de caminhada na qual acontece o menor dispêndio energético da locomoção (SAIBENE; MINETTI, 2003; ABE et. al., 2008).

4.1.7 Velocidade auto selecionada - VAS

A velocidade auto selecionada é aquela em que os indivíduos demonstram uma preferência, ou seja, é escolhida livremente e é considerada como a mais confortável para a caminhada. Esta velocidade ocorre próximo à velocidade em que o consumo de energia (por unidade de distância) é minimizado e onde apresenta-se o maior *Recovery* (MARGARIA, 1976).

4.1.8 Transdução pendular - R_{int}

O R_{int} será determinado como a integral da transdução pendular acumulada entre E_k e a E_p durante um passo (CAVAGNA et al., 2002).

4.1.9 Índice de recuperação

Esse índice está sendo proposto para auxílio na reabilitação de amputados. Através da $V_{ótima}$ estimada segundo o cálculo de Abe et al. (2008) denominada IR_{exp} , ou através do número de Froude (ALEXANDER, 1989) denominada IR_{teor} , será subtraída a VAS. Quanto menor a velocidade resultante mais próximo da $V_{ótima}$ o indivíduo estará. Sendo o objetivo da reabilitação alcançar a $V_{ótima}$. No período de reabilitação o incremento da velocidade de caminhada é obtido de acordo com a evolução do sujeito e melhora da manipulação da prótese pelo sujeito (SJÖDAHL et al., 2002; ISAKOV et al., 1996).

4.1.10 Trabalho mecânico externo - W_{ext}

O W_{ext} é o trabalho realizado para elevar e acelerar o CM em relação ao ambiente externo (CAVAGNA, MARGARIA et al., 1963; SAIBENE; MINETTI, 2003).

4.1.11 Trabalho mecânico interno - W_{int}

O W_{ext} é o trabalho realizado para acelerar os segmentos em relação ao CM (CAVAGNA, MARGARIA *et al.*, 1963; SAIBENE; MINETTI, 2003).

4.1.12 Trabalho mecânico total - W_{tot}

O W_{tot} é 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 (CAVAGNA, MARGARIA *et al.*, 1963; SAIBENE; MINETTI, 2003).

4.1.13 Comprimento da passada - CP

Compreendido como a distância horizontal percorrida para realizar uma passada. A unidade é em metros.

4.1.14 Número de froude - Fr

A teoria da “similaridade dinâmica” afirma que dois corpos geometricamente semelhantes, cujos movimentos se baseiam no intercâmbio entre E_k e E_p e se comportam de forma semelhante dinamicamente, movem-se ao mesmo número de Froude (Fr). O Fr de 0,25 corresponde a $V_{ótima}$ de caminhada (ALEXANDER, 1989; MINETTI, 2001).

4.2 Variáveis independentes

4.2.1 Velocidade

VAS, duas velocidades acima (+ 0,5 km.h⁻¹ da VAS + 1,0 km.h⁻¹ da VAS) e duas velocidades abaixo (- 0,5 km.h⁻¹ da VAS - 1,0 km.h⁻¹ da VAS) da VAS.

4.3 Variáveis intervenientes

Temperatura do ambiente, umidade do ar; padrões locomotores individuais.

4.4 Delineamento do estudo

A presente pesquisa é do tipo quase experimental e apresenta caráter descritivo comparativo de corte transversal.

4.5 Local de realização

O estudo foi realizado no laboratório de pesquisa do exercício na Universidade Federal do Rio Grande do Sul dentro das normas segundo a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

Todos os sujeitos compareceram ao LAPEX em um dia para a realização da coleta.

4.6 Amostra

A amostra voluntária foi composta por dez amputados transfemorais de origem traumática.

Os pacientes escolhidos foram aqueles que fazem ou fizeram parte do grupo de reabilitação e protetização da Ortopédica Catarinense, Porto Alegre – RS.

4.7 Cálculo amostral

Para o presente estudo, calculou-se o “n” amostral de 9 indivíduos com base no estudo de Detrembleur *et al.* (2005) com indivíduos amputados e Mian *et al.* (2006) com indivíduos sem restrição, devido à semelhança das avaliações realizadas. O cálculo foi realizado para amostras emparelhadas através do programa WinPepi versão 1.45. Com base nos desvios-padrão e na diferença mínima esperada entre as médias de 10%, obtidas dos estudos anteriormente citados, foi adotado um poder de 80% e um nível de significância de 0,05. Encontrou-se para as variáveis analisadas no presente estudo os seguintes números amostrais: *Recovery* (n=9), custo de transporte (n=8), trabalho interno (n=9), trabalho externo (n=226). A variável eficiência não foi calculada por não existir dados na literatura. O cálculo realizado resultou em um “n” de 9 indivíduos para o grupo de amputados, próximo do utilizado por Detrembleur *et al.* (2005).

4.8 Critérios de inclusão

Foram incluídos no grupo de indivíduos amputados pacientes adaptados à prótese (caminhada independente sem a utilização de muletas e sendo capaz de caminhar na esteira rolante sem se segurar nas barras dessa), com nível transfemural de amputação, com encaixe a vácuo ou por silicone, com joelho protético hidráulico, pé em fibra de carbono, com idade, peso e altura similares

(esses dados foram obtidos através de fichas já existentes na clínica de reabilitação de amputados). O primeiro requisito observado nas fichas foi quanto ao tipo de joelho e pé protético. Os sujeitos deveriam ter no mínimo 6 meses de utilização da prótese com adaptação a caminhada em esteira rolante.

4.9 Critérios de exclusão

Foram excluídos os indivíduos que apresentaram doenças cardiopulmonares não tratadas, lesão no membro residual, dor ao deambular e aqueles que mantivessem algum treinamento físico (para este procedimento foram observadas as descrições nas fichas de avaliações fisioterapêuticas, já existentes no local onde entramos em contato com os sujeitos).

4.10 Considerações éticas

Esta pesquisa atendeu a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde a qual aprova as diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisas envolvendo seres humanos e que assegura aos indivíduos quatro preceitos éticos básicos: a autonomia e consentimento para participar da pesquisa (Apêndice A), bem como liberdade para desistir a qualquer momento do estudo; a não maleficência, sobre evitar qualquer dano previsível aos sujeitos; a beneficência, que trata da ponderação de riscos e benefícios; justiça, a pesquisa apresenta relevância social e os indivíduos envolvidos tiveram igualdade na consideração de seus interesses. Todos os participantes da pesquisa assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido contendo informações pertinentes ao experimento e assegurando também sua privacidade.

O estudo está registrado com o número 2007924 no Comitê de Ética e Pesquisa da Pró-reitora da Pesquisa na UFRGS, aprovado em 30 de outubro de 2010 reunião nº 37 e ata nº 117.

4.11 Instrumentos de pesquisa

4.11.1 Ficha de dados

Para a coleta de dados e de caracterização da amostra foi utilizada uma ficha contendo as informações individuais dos participantes, tais como: nome, idade,

massa corporal, estatura, comprimento do membro inferior, data, entre outros apresentados no apêndice B.

Para a coleta de dados e controle dos testes realizados, foi utilizada uma ficha de controle dos testes (uma para os arquivos de vídeo e outra para os arquivos do consumo metabólico), na qual havia a ordem das velocidades escolhidas aleatoriamente. Para a criação dos arquivos dos dados do consumo metabólico foi utilizada a ficha do protocolo de gravação e a ordem dos testes que deveriam ser criados e gravados, todos eles seguindo o mesmo protocolo do dia escolhido aleatoriamente, coincidindo os arquivos do vídeo com os arquivos do consumo metabólico (apêndice D). O registro da FC durante o protocolo dos testes de caminhada, foi realizado na mesma ficha dos dados de VO_2 . Foi registrada a FC de esforço e a FC de repouso de cada teste de caminhada, seguindo o mesmo protocolo do dia escolhido aleatoriamente (apêndice D). Para a gravação dos vídeos da coleta, foi utilizada uma ficha contendo os nomes dos arquivos para o *Dvideow* (BARROS; FIGUEROA 1999), com o protocolo e o tempo de gravação, a ordem dos testes que deveriam ser criados e gravados (apêndice E).

Todas as fichas coincidiam na ordem de aleatoriedade dos testes, permitindo assim um controle da sequência que estava sendo efetuada nesse dia durante coleta pelos indivíduos responsáveis de cada equipamento, e evitando possíveis erros de gravação.

4.11.2 Balança eletrônica

Para determinação da massa corporal foi utilizada uma balança eletrônica, modelo PS - 180 da marca URANO, RS/Brasil, com carga máxima de 180 kg e resolução de 0,1kg.

4.11.3 Estadiômetro

Para determinação da estatura dos sujeitos foi utilizado um estadiômetro, constituído de uma parte fixa à parede, com cursor deslizante que mede a estatura do sujeito na posição de pé, e de costas para o cursor, com resolução de 1 milímetro.

4.11.4 Esteira rolante

Foi utilizada uma esteira rolante da marca *BH fitness (Explorer ProAction)*, com velocidade máxima de 16 km.h^{-1} . A resolução da velocidade deste equipamento é de $0,5 \text{ km.h}^{-1}$ e permite incrementos de $0,5 \text{ km.h}^{-1}$.

Para a coleta dos testes de caminhada, o sujeito caminhava na esteira por 5 min para cada uma das 5 velocidades selecionadas por sorteio (ver no protocolo - desenho experimental no item 4.11.15, e no apêndice F o protocolo de determinação do erro da velocidade da esteira).

4.11.5 Cronômetros

Foram utilizados dois cronômetros da marca Casio, com resolução de décimo de segundo, para medir os períodos de tempo dos testes de caminhada (5 min cada um deles) e os períodos de repouso entre os mesmos (3 min de repouso entre as caminhadas).

VARIÁVEIS METABÓLICAS

4.11.6 Analisador de gases portátil

Para avaliação do consumo de oxigênio, tanto nos testes de esforço da caminhada como no repouso entre as mesmas, foi utilizado um analisador de gases portátil, modelo VO2000 (figura 4a), da MEDGRAPHICS (Saint Paul, USA). Este foi acoplado a um pneumotacógrafo (Figura 4b), com variação de 2 a 225 l.min^{-1} para fluxos baixo, médio e alto. O registro de dados de O_2 e CO_2 foi de uma informação a cada 10 segundos. A fonte de alimentação utilizada foi uma fonte HAYAMA, modelo CH 1220 (Londrina, PR), e os dados foram transmitidos por conexão a um microcomputador via entrada USB.

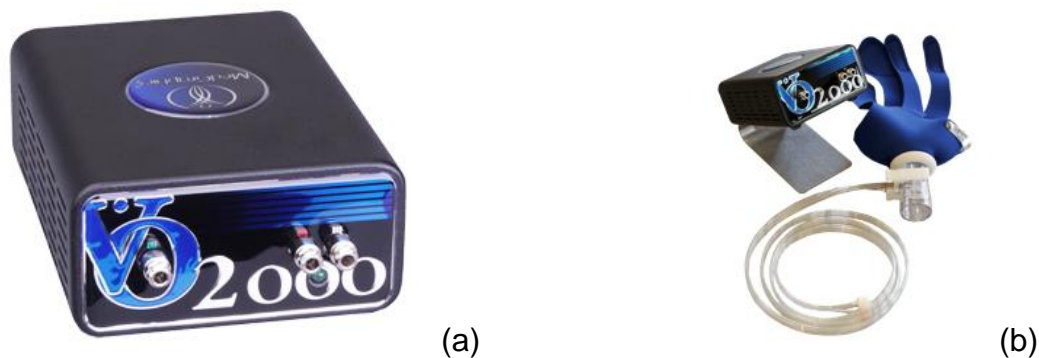


Figura 4: Analisador de gases portátil, modelo VO2000 (MEDGRAPHICS, Saint Paul, USA).

4.11.7 Máscara

Para a coleta dos gases respiratórios foi utilizada uma máscara de neoprene por sujeito, a qual era acoplada ao pneumotacógrafo (Figura 4b).

4.11.8 Sensor de batimentos cardíacos

Foi utilizado um sensor de batimentos cardíacos da marca POLAR, modelo VANTAGE XL, para a verificação da FC dos sujeitos. A FC foi coletada durante os testes de caminhada na esteira rolante e durante o repouso dos sujeitos. Para o período do repouso foi utilizado como um indicador para o início de uma nova velocidade de caminhada.

4.11.9 Microcomputador para transmissão de dados do VO₂

Os dados do consumo de oxigênio foram transmitidos para um computador portátil ACER. O *software Aerograph* foi utilizado para essa coleta.

VARIÁVEIS CINEMÁTICAS

4.11.10 Sistema de medição e análise dos movimentos

Os parâmetros cinemáticos foram adquiridos pela utilização de análise cinemática tridimensional. O sistema de vídeo utilizado para a coleta das imagens foi composto por quatro câmeras de vídeo JVC GR-DVL 9800 (JVC Company of New Jersey, USA) (Figura 5). A taxa de amostragem das câmeras foi de 25 Hz (25 quadros por segundo, posteriormente desentrelaçados para 50 Hz), tempo de abertura das câmeras (*shutter*) ajustado em 1/250. Foram utilizados quatro

holofotes, cada um deles posicionados no tripé da câmera correspondente e direcionados para a esteira rolante permitindo a iluminação dos marcadores reflexivos posicionados nos pontos anatômicos de interesse e do ambiente de coleta.

Para a aquisição das imagens das coletas (dos dados de posição do movimento estudado) foi utilizado o *software Dvideow (Digital Video for Biomechanics)* desenvolvido pelo Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Faculdade de Educação Física da UNICAMP, Campinas, Brasil versão 6.3).



Figura 5: Câmera de vídeo digital JVC GR-DVL 9800 (JVC Company of América, Wayne, New Jersey, USA).

As quatro câmeras foram posicionadas em diferentes localizações do ambiente de coleta, duas a cada lado da esteira captando as imagens, de tal maneira que ao longo da realização do movimento de caminhada, as duas câmeras capturavam todos os marcadores reflexivos, permitindo assim a posterior reconstrução espacial tridimensional das coordenadas de cada marcador reflexivo. A figura 6 apresenta um desenho esquemático da posição das câmeras no ambiente de coleta.

Frequência de amostragem
de 25 Hz

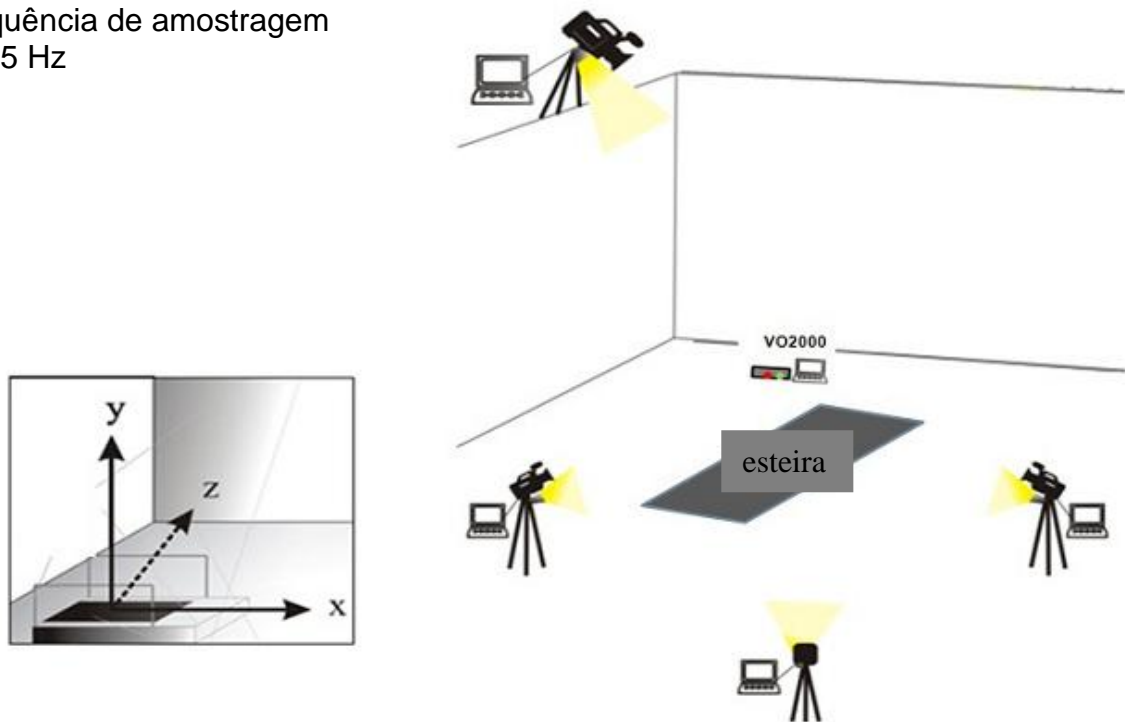


Figura 6: Posicionamento das câmeras e do analisador de gases no local de coleta.

Durante a aquisição das imagens, e para permitir a aquisição simultânea das imagens das quatro câmeras, estas foram conectadas a quatro computadores portáteis, e conectados entre si por uma *intranet*. Um computador portátil foi denominado servidor, e esse computador foi o responsável pelo sinal de início para todos os demais computadores portáteis iniciarem a aquisição das imagens de forma sincronizada. Na figura 7, são apresentados exemplos da aquisição das imagens das quatro câmeras.

A partir das imagens, a reconstrução tridimensional das coordenadas foi realizada através da localização dos marcadores reflexivos posicionados nos pontos anatômicos de referência.



(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 7: Exemplo da aquisição das imagens das quatro câmeras posicionadas no local da coleta. (a) é referente a câmera 1, (b) é referente a câmera 2, (c) é referente a câmera 3, (d) é referente a câmera 4.

4.11.11 Calibrador

Foi utilizado um calibrador tridimensional *Peak Performance* (*Peak Performance Technologies Inc., Englewood, USA*), com 25 pontos com referência espacial (Figura 8).

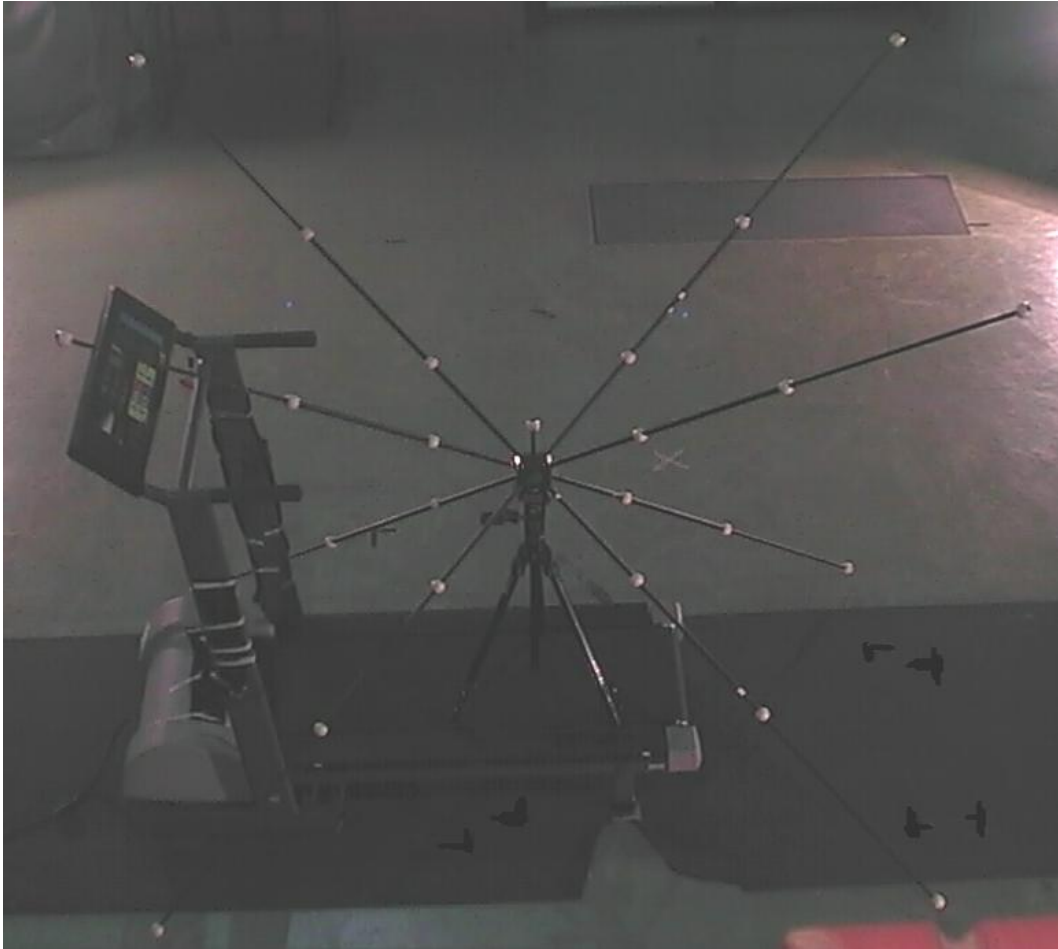


Figura 8: Calibrador tridimensional da marca *Peak Performance*.

4.11.12 Marcadores reflexivos

Foram utilizados 18 marcadores reflexivos, com 14 mm de diâmetro, localizados bilateralmente. Para o membro inferior (figura 9a): 1º - quinto metatarso, 2º - calcâneo, 3º - maléolo lateral, 4º - côndilo lateral, 5º - trocânter maior. Para os membros superiores e cabeça: 6º - processo estilóide da ulna, 7º - epicôndilo lateral, 8º - 4 cm lateral ao acrômio, 9º - fossa temporal (ZATSIORSKY, 1998). Para a perna protética (figura 9b), os marcadores reflexivos localizados no joelho e tornozelo foram posicionados sobre o centro de rotação dos componentes, depois de removida a luva estética (DETREMBLEUR *et al.*, 2005). Os marcadores foram fixados com fita dupla face (marca 3M).

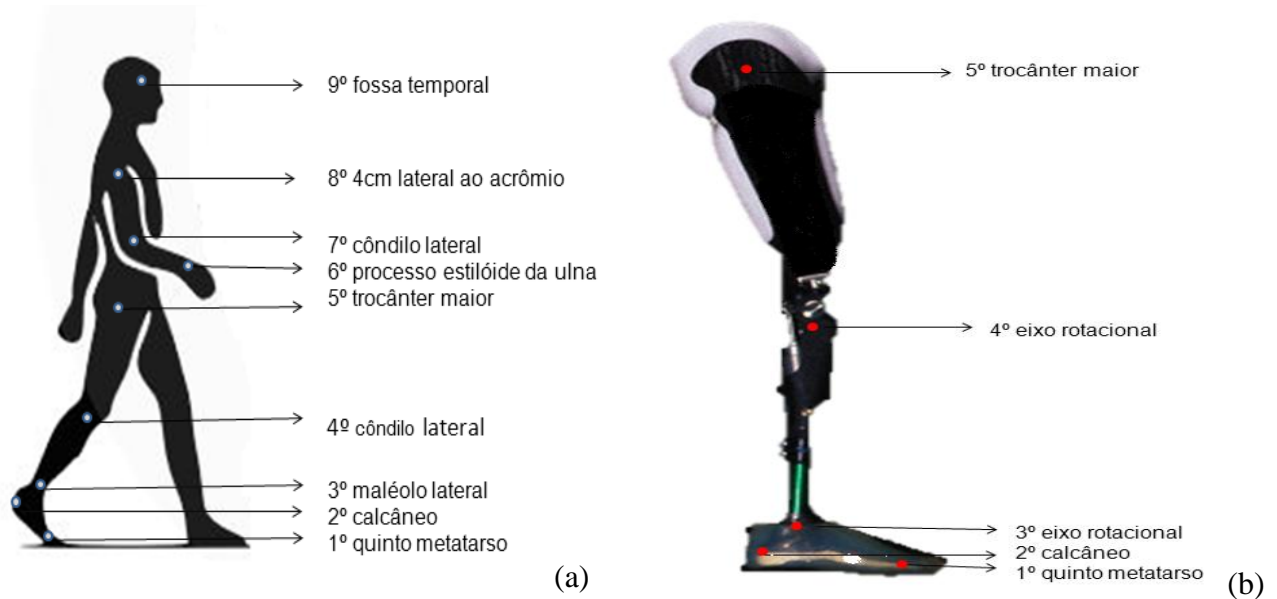


Figura 9: Representação dos marcadores reflexivos sobre os pontos anatômicos e sobre os componentes protéticos.

4.11.13 Calibração do analisador de gases

O analisador de gases foi ligado antes da coleta, e permaneceu assim por 30 min, para aquecimento e estabilização das células de análise de gases. Após esse período, duas calibrações automáticas foram realizadas em ambientes livres de altas concentrações de CO_2 . Se as condições do teste fossem alteradas durante o dia por qualquer razão (por exemplo, alterações consideráveis na temperatura ou falta de energia elétrica), o procedimento de calibração completo era realizado novamente.

Os dados referentes a cada indivíduo nos momentos de repouso e caminhada (massa corporal, estatura, idade e sexo) foram registrados no equipamento. De acordo com a situação (repouso ou exercício) o fluxo a ser utilizado foi definido no equipamento (baixo e médio respectivamente), ajustado ao pneumotacógrafo, acoplado a um adaptador e este a uma máscara de neoprene. Cada sujeito utilizava uma máscara de neoprene, ajustada para cada indivíduo, de modo a evitar qualquer escape de ar.

4.11.14 Familiarização aos componentes necessários a captação de VO_2

Foi realizada uma adaptação aos equipamentos do analisador de gases, antes do início do estudo, no qual eram explicados os possíveis desconfortos da utilização da máscara de neoprene para a coleta de oxigênio.

4.11.15 Protocolo do teste de caminhada

O protocolo teve início com a mensuração do VO_2 de repouso em pé durante 6 min. Após foi determinada a VAS (no solo) sendo explicada aos sujeitos como ocorre a escolha desta velocidade, com as seguintes características: como a mais confortável (utilizada no seu dia a dia) e a normalmente escolhida para ser mantida durante um longo trajeto. Através de uma distância conhecida os sujeitos caminharam em sua VAS (de forma subjetiva) e o pesquisador cronometrou o tempo do deslocamento do sujeito. Desta forma tendo a distância e o tempo determinava-se a VAS do sujeito no solo. Após, essa velocidade foi testada na esteira rolante. Com a informação da VAS na esteira rolante foram definidas as outras quatro velocidades (MURTAGH *et al.*, 2002).

As velocidades foram ordenadas de modo aleatório. Determinada a VAS, foram definidas duas velocidades acima (+ 0,5 km.h⁻¹ da VAS; + 1 km.h⁻¹ da VAS) e duas velocidades abaixo da VAS (- 0,5 km.h⁻¹ da VAS; - 1 km.h⁻¹ da VAS) (MURTAGH *et al.*, 2002).

O paciente caminhou independentemente na esteira por 5 minutos para cada uma das 5 velocidades (descritas acima). Os indivíduos vestiam roupas apropriadas para a coleta de dados e o calçado que já utilizava com sua prótese (para manter o correto alinhamento dos componentes protéticos).

Em cada uma das velocidades foi realizada a análise de gases nos últimos três minutos da caminhada. No intervalo entre as velocidades também foi realizada a análise de gases com o sujeito sentado (durante dois minutos). O sujeito somente reiniciou a próxima velocidade a partir da observação do pesquisador aos seguintes critérios: FC do indivíduo abaixo de 100 bpm, se esta se manteve abaixo de 100 bpm foi estabelecido um intervalo de 3 min (Tabela 2); Também foi observado os valores de VO_2 e, o sujeito somente reiniciava a próxima velocidade na esteira quando o VO_2 estivesse próximo do valor de VO_2 pré exercício (ROTSTEIN *et al.*, 2005).

Tabela 2: Roteiro utilizado no dia de coleta para o protocolo da caminhada na esteira rolante. As velocidades de caminhada na esteira rolante eram sorteadas no dia prévio a coleta. Assim a ordem colocada na tabela abaixo é somente um exemplo de um dos sorteios dos indivíduos que participaram do estudo.

| Análise da Caminhada | Tempo (min) | Velocidade de caminhada (km.h-1) (exemplo de sorteio) | Tempo de Intervalo entre as diferentes velocidades |
|----------------------|-------------|---|--|
| 1 | 5 | + 0,5 | 3 min ou 100bpm |
| 2 | 5 | - 1 | 3 min ou 100bpm |
| 3 | 5 | - 0,5 | 3 min ou 100bpm |
| 4 | 5 | VAS | 3 min ou 100bpm |
| 5 | 5 | + 1 | 3 min ou 100bpm |

4.11.16 Softwares utilizados

- Winpepi® 1.45 (PEPI-for-Windows) da Abramson;
- Dvideow® 6.3 (Digital Vídeo for Biomechanics for Windows 32 bits) desenvolvido pelo laboratório de Instrumentação em Biomecânica – Faculdade de Educação Física da UNICAMP e no Instituto de Computação da UNICAMP;
- Matlab® 7.9 (MATrixLABoratory) da The MathWorks;
- SPSS® 17.0 (Statistical Package for the Social Sciences) da IBM Company;
- Corel Photo-Paint® X4 da Corel Corporation;
- Office Excel® e Word® versão 2010 da Microsoft Windows.

PROCESSAMENTO

4.12 Tratamento dos dados

4.12.1 Análise dos parâmetros metabólicos

Para o repouso foi utilizada a média dos 3 últimos min da coleta de VO_2 de repouso, coletados como repouso em pé antes do início de cada coleta. Para o exercício foi utilizada a média dos valores do VO_2 dos 2 últimos min de cada teste de caminhada os quais eram os correspondentes ao 4º e 5º de cada teste de caminhada.

4.11.2 Parâmetros cinemáticos

Em relação aos dados cinemáticos realizou-se a digitalização de doze ciclos de passada (com o programa *Dvideow - Digital Video for Biomechanics* desenvolvido pelo Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Faculdade de Educação Física da UNICAMP, Campinas, Brasil versão 6.3.), desta forma foi possível identificar a posição de cada marcador reflexivo em cada quadro filmado. Este processo consiste na localização dos marcadores reflexivos quadro a quadro para determinar suas coordenadas espaciais. Os marcadores reflexivos colocados sobre pontos anatômicos tornaram possível a identificação das coordenadas espaciais, as quais são fornecidas em *pixels*, unidade adimensional da tela do monitor. Os dados foram coletados a 25Hz e desentrelaçados em 50Hz, taxa de amostragem considerada adequada para análise do movimento de caminhada humana (Barros *et al.*, 1999).

A localização dos marcadores reflexivos através das coordenadas foram filtradas digitalmente por um filtro passa-baixa do tipo Butterworth com frequência de corte variando entre 3 e 9 Hz determinados para cada velocidade de caminhada através do procedimento de análise residual de Winter (2005).

Para realizar a descrição do movimento no espaço foi utilizado o sistema de coordenada global, ou seja, as coordenadas do ambiente da coleta (calibrador tridimensional – 3D). O calibrador 3D foi posicionado de maneira que durante a filmagem da caminhada, o eixo 'x' foi ântero posterior, o eixo 'y' foi ínfero superior e o eixo 'z' foi médio lateral em relação ao corpo.

Foi realizada a reconstrução 3D das coordenadas já digitalizadas e com este procedimento ocorreu a reconversão das coordenadas adimensionais em coordenadas métricas.

Após os cálculos de coordenadas e parâmetros, realizou-se os gráficos e tabelas dos dados cinemáticos.

4.11.3 Cálculo das variáveis mecânicas

Para análise das variáveis mecânicas, o início do ciclo de passada foi determinado pelo primeiro toque com o pé esquerdo no solo e o fim do mesmo ciclo de passada, pelo próximo toque do pé esquerdo no solo, e o conjunto de variáveis foram determinadas a partir da média dos valores dos ciclos de passada

consecutivos, escolhidos qualitativamente através da análise de vídeo, no qual se observou uma estabilização dos padrões da caminhada.

Os dados da reconstrução tridimensional foram inseridos em uma rotina criada em ambiente Matlab 7.1 (Mathworks, Inc, USA). Foram inseridas equações que calcularam o *Recovery*, *C*, *Eff*, W_{int} , W_{ext} , W_{tot} , W_v , W_f , R_{int} , estabilidade dinâmica, potência mecânica (\dot{W}), CP, fase de balanço e fase de apoio (utilizando dados dos apêndices B e D, como apresentado no apêndice H que apresenta a rotina computacional criada).

Antes de calcular o trabalho mecânico, foi necessário obter as variações das energias mecânicas do CM. Assim, para descrever as mudanças de energia cinética dos segmentos, cujos movimentos não alteram a posição do CM total, foi utilizado o teorema de König. Os dados eram valores referentes à um sistema de coordenadas 3D onde o ponto de referência para o cálculo das velocidades relativas dos segmentos é o CM obtido pela posição de 12 segmentos. Além disso, a EK rotacional e translacional foi somada, assumindo a transferência de energia entre os segmentos corporais (MINETTI *et al.*, 1993; WILLEMS *et al.*, 1995).

Este método de análise considera as mudanças de energia do CM de todo o corpo relativo ao ambiente e as mudanças de energia dos segmentos em relação ao CM, as quais são denominadas trabalho externo (W_{ext}) e trabalho interno (W_{int}) respectivamente, para o qual foi necessário calcular as energias mecânicas do CM em primeiro lugar.

Desta forma a locomoção foi analisada através do comportamento do CM sendo determinada pelas E_p (equação 1), energia cinética vertical E_{kv} (equação 2), energia cinética horizontal E_{kf} (equação 3), energia cinética lateral E_{kl} (equação 4) (MINETTI *et al.*, 1994), demonstradas pelas equações que seguem:

$$E_p(t) = mgh(t) \quad \text{Equação 1}$$

$$E_{kv}(t) = 0,5mv_v^2(t) \quad \text{Equação 2}$$

$$E_{kf}(t) = 0,5mv_f^2(t) \quad \text{Equação 3}$$

$$E_{kl}(t) = 0,5mv_l^2(t)$$

Equação 4

onde E_p é a energia potencial, E_{kv} é a energia cinética vertical, E_{kf} é a energia cinética horizontal, E_{kl} é a energia cinética lateral, m é massa (kg), g é aceleração da gravidade ($9,8 \text{ m.s}^{-2}$), h é a posição vertical (m) e v é velocidade resultante do CM (m.s^{-1}). Os dados cinéticos foram calculados a partir da derivação primeira da posição linear nas três dimensões. Após, a E_k total foi calculada a partir da soma algébrica dos seus três componentes como apresentada na equação 5.

$$E_k(t) = E_{kf}(t) + E_{kv}(t) + E_{kl}(t)$$

Equação 5

A energia mecânica total do CM (E_{tot}) foi calculada a partir do somatório das variações das E_p e E_k no tempo (WILLEMS *et al.*, 1995)(equação 6).

$$E_{tot}(t) = E_p(t) + E_k(t)$$

Equação 6

Assim, o Trabalho Mecânico Externo (W_{ext}) ou o trabalho para elevar e acelerar o CM em relação ao ambiente externo foi a soma dos incrementos positivos de energia total (E_{tot}) (equação 7).

$$W_{ext} = \Delta E_{tot}$$

Equação 7

Também foram calculadas as frações de trabalho mecânico externo vertical (W_v) e trabalho mecânico externo horizontal (W_f). Para tanto, foram calculadas separadamente a energia mecânica externa vertical (E_v , equação 8) e a energia mecânica externa horizontal (E_f , equação 9).

$$E_v(t) = E_{kv}(t) + E_p(t)$$

Equação 8

$$E_f(t) = E_{kf}(t)$$

Equação 9

Deste modo, o W_v foi determinado como o somatório dos incrementos positivos da E_v (equação 10) e o W_f foi determinado pelo somatório dos incrementos positivos de E_f (equação 11):

$$W_v = \Delta E_v \quad \text{Equação 10}$$

$$W_f = \Delta E_f \quad \text{Equação 11}$$

O trabalho mecânico interno (W_{int}) ou o trabalho para acelerar os segmentos corporais em relação ao CM foi determinado utilizando a equação de Cavagna e Kaneko, (1977) e Willems *et al.* (1995) (equação 12).

$$W_{int} = \sum 0,5mivi^2 + 0,5mik^2wi^2 \quad \text{Equação 12}$$

onde m_i é massa do segmento i (em quilogramas), v_i é velocidade relativa do segmento i em relação ao CM (em metros por segundo), k é o raio de giração do segmento i (em metros) e ω_i é a velocidade angular do segmento i (em radianos por segundo). Os dados de massa dos segmentos e raio de giração foram estimados a partir de dados inerciais dos sujeitos e equações preditivas das tabelas antropométricas de Zatsiorsky (ZATSIORSKY, 1998) por serem estas similares às características da amostra (indivíduos vivos, fisicamente ativos e jovens).

O W_{int} constitui 25 a 40% do W_{tot} (SAIBENE; MINETTI, 2003), e é dependente dos seguintes parâmetros inerciais: (i) raio de giração segmentar, (ii) centro de massa segmentar e (iii) massa segmentar. O W_{int} foi calculado através dos dados cinemáticos, onde o corpo é dividido em segmentos rígidos: cabeça, membros superiores, tronco, coxas, pernas e pés. O cálculo do W_{int} é mais complexo que o cálculo do W_{ext} , pois a determinação da energia mecânica para cada segmento do corpo são mais complexos. Além disso, requer conhecimento sobre propriedades físicas dos segmentos corporais, bem como sobre a transferência ou não de energia entre os diferentes segmentos corporais. Para o W_{int} adaptado aos componentes protéticos foi utilizada uma tabela antropométrica ponderando os valores do membro residual e dos componentes protéticos, para os cálculos segmentares, de forma que os valores dos segmentos ausentes (considerando os valores dos componentes protéticos, obtidos na avaliação como apresentado no apêndice B) foram

redistribuídos para obtermos um total em percentual a 100% da massa corporal. Os dados segmentares corporais foram segundo o estudo de Zatsiorsky (1998) (apêndice D).

O cálculo do trabalho mecânico total (W_{tot} – equação 13), necessário para sustentar a locomoção, é definido pelo somatório dos módulos de trabalho mecânico interno positivo (W_{int}) e trabalho mecânico externo positivo (W_{ext}).

$$W_{tot} = W_{ext} + W_{int}$$

Equação 13

Todos os resultados de trabalho mecânico foram normalizados pela massa corporal e distância percorrida.

O *Recovery* reflete o intercâmbio das energias mecânicas do CM e acontece em oposição de fase; O mesmo quantifica o percentual de energia reconvertida em um sistema em movimento semelhante a um pêndulo. A eficiência do mecanismo pendular foi obtida a partir da equação a seguir (CAVAGNA; THYS *et al.* 1976):

$$R(\%) = 100 \frac{W_f + W_v - W_{ext}}{W_f + W_v}$$

Equação 14

onde W_f é trabalho mecânico horizontal, W_v é trabalho mecânico vertical e W_{ext} é trabalho mecânico externo.

Para o cálculo de potência mecânica total, \dot{W} , foi utilizada a seguinte equação (15):

$$\dot{W} = W_{tot} \times v$$

Equação 15

onde W_{tot} é a somatório dos módulos de W_{int} e W_{ext} e v é a velocidade.

O percentual de *Eff* foi determinado com a equação (16):

$$Eff(\%) = \frac{\dot{W}}{\dot{E}} \times 100$$

Equação 16

onde \dot{W} é a potência mecânica total e \dot{E} é a potência metabólica.

A transdução pendular – $R_{int}(t)$ - foi calculada a partir do valor absoluto do tempo derivado de E_p , E_k e E_{tot} no intervalo de tempo contido entre dois ou mais picos (ou vales) das curvas da E_p (equação 17). O valor cumulativo de energia recuperada, $R_{int}(t)$, resulta na transdução instantânea de $E_k - E_p$, que foi determinado na área abaixo do $r(t)$ registrado, dividida pelo período do passo (CAVAGNA; WILLEMS *et al.*, 2002).

$$R_{int}(t) = \left(\int r(u) du \right) / T$$

Equação 17

onde, r é o *Recovery* instantâneo, u é instante de tempo, du é derivada do tempo e T é o período do passo.

O CP foi calculado como a velocidade horizontal da esteira multiplicada pelo tempo necessário para realizar uma passada (equação 18).

$$CP = vT$$

Equação 18

onde, v é a velocidade horizontal da esteira em $m.s^{-1}$ e T é o tempo de passada em segundos, CP em metros.

Outra variável analisada foi a $V_{ótima}$, que foi considerada como a velocidade de caminhada na qual ocorre o mínimo C por metro percorrido (SAIBENE; MINETTI 2003; ABE; MURAKI *et al.* 2008).

Para o cálculo matemático da $V_{ótima}$ foi utilizada a última expressão da equação de Abe *et al.* (2008):

Na qual, o raciocínio matemático do C é determinado como:

$$C = \frac{vO_2}{v}$$

Equação 19

onde, VO_2 é o consumo de oxigênio em $mL.kg^{-1}min^{-1}$ e v é a velocidade de caminhada em ms^{-1}

Do mesmo modo, foi descrita que a relação entre velocidade de caminhada e C pode se aproximar a uma curva em forma de U de uma equação quadrática, isto significa que existe uma velocidade de caminhada específica que corresponde ao menor custo energético por unidade de distância percorrida. A relação entre a

velocidade de caminhada e o **C** pode ser matematicamente descrita a seguir (equação 20):

$$C = a(v)^2 + b(v) + c \quad \text{Equação 20}$$

onde *a-c* são constantes determinadas por mínimos quadrados como valor do **C** observado em cada velocidade de caminhada. Assim, a equação diferencial da original equação quadrática original de cada condição experimental pode ser descrita a seguir (equação 21):

$$C' = 2a(v) + b \quad \text{Equação 21}$$

A $V_{\text{ótima}}$ foi determinada como a velocidade em que o C' se igualava a zero. Assim, a $V_{\text{ótima}}$ é observada a seguir (equação 22):

$$V_{\text{ótima}} = \frac{-b}{2a} \quad \text{Equação 22}$$

onde $-b$ é a velocidade de caminhada, e a é um valor constante determinado pelo método de mínimos quadrados observado no custo de cada uma das velocidades de caminhada. A velocidade mais econômica ou ótima foi aquela em que o resultado dessa equação se igualava a zero.

Para estimar a $V_{\text{ótima}}$ pelo Fr foi utilizada a seguinte equação (23):

$$Fr = \frac{v^2}{gL} \quad \text{Equação 23}$$

onde, Fr é o número de Froude, v é a velocidade ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$), g é a aceleração da gravidade ($9,81 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$), L é o comprimento do membro inferior (medida do trocânter maior até o solo, em m).

Dois índices de recuperação foram propostos no presente estudo: i) um baseado na $V_{\text{ótima}}$ calculada através do Fr ($V_{\text{ótimaFr}}$). Neste caso, usando um Fr comumente encontrado em velocidades auto-selecionadas e ou ótimas no reino

animal (0,25) (ALEXANDER, 1989). Assim obtido o índice de recuperação pela forma teórica (IR_{teor} – equação 24).

$$IR_{teor} = V_{\acute{o}timaFr} - VAS \quad \text{Equação 24}$$

onde, IR_{teor} é o índice de recuperação obtido pelo Fr, $V_{\acute{o}timaFr}$ é a velocidade ótica obtida pelo número de Froude e VAS é a velocidade auto selecionada. ii) E pela equação experimental ($V_{\acute{o}timaExp}$), obtendo o índice de recuperação experimental (equação 25):

$$IR_{Exp} = V_{\acute{o}timaExp} - VAS \quad \text{Equação 25}$$

onde, IR_{exp} é o índice de recuperação pelo método experimental, $V_{\acute{o}timaExp}$ é a velocidade ótica obtida pela equação experimental e VAS é a velocidade auto selecionada. A $V_{\acute{o}timaExp}$ foi calculada através das equações 19 a 22.

4.11.4 Análise das variáveis metabólicas

Para a análise das variáveis metabólicas foram registrados os seguintes parâmetros: VO_2 , VCO_2 e quociente respiratório. Após foi realizada a média dos valores relativos do VO_2 ($ml.kg^{-1}.min^{-1}$), e observados os valores de VCO_2 e do quociente respiratório para análise qualitativa dos dados.

Após a análise qualitativa dos dados, a média dos valores de VO_2 relativo durante o exercício (VO_{2exe}) foi subtraído pelo valor do VO_2 pré exercício (VO_{2rep}) (em ortostase – equação 26). Os dados de VO_2 foram relativizados pela massa corporal sem a massa referente aos componentes protéticos. Após, os valores foram convertidos para Joules (J) usando um equivalente energético (BLAXTER, 1989) e dividido por 60 segundos. Esse equivalente energético, segundo Blaxter (1989), é de $20,1 J.ml^{-1}$ para um QR médio igual a 0,81 que representa uma via aeróbia de caminhada, utilizado em outros estudos (MIAN, *et al.*, 2006; PEYRÉ-TARTARUGA, 2008) .

$$P_{met} = VO_{2exe} - VO_{2rep} \quad \text{Equação 26}$$

Posteriormente, os dados foram divididos pela velocidade em m.s^{-1} para determinar o custo de transporte em $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$ (equação 27).

$$C = \frac{\dot{E}}{v}$$

Equação 27

onde \dot{E} é a potência metabólica convertida para a unidade de $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$ durante o exercício. E v é a velocidade de caminhada (m.s^{-1}) para percorrer uma distância determinada.

4.13 Procedimentos estatísticos

A estatística descritiva foi realizada através de média e desvio-padrão.

Para determinar a normalidade da distribuição dos grupos foi realizado o teste de normalidade de *Shapiro-Wilks* e de homogeneidade das variâncias de *Levene*. Para algumas variáveis (\mathbf{C} , W_f , R_{int}) foi necessária uma transformação logarítmica (LG10) no SPSS (VINCENT, 2005; FIELD, 2005) e depois de confirmada a aderência dos dados a distribuição paramétrica foi realizado o procedimento descrito abaixo.

Para testar os efeitos da velocidade foi realizada uma ANOVA multifatorial. Foram analisadas as variáveis \mathbf{C} , W_{int} , W_{ext} , R_{int} , *Recovery*, estabilidade dinâmica, *Eff*, \dot{E} , W_v e W_f . Para localizar as diferenças foi utilizado o teste *post hoc* de *Tukey* (por ser mais conservativo a diversas comparações, VINCENT, 2005).

Para correlacionar estabilidade com o *Recovery*, *Eff*, \mathbf{C} e \dot{E} foi realizado o teste de correlação Produto momento de *Pearson* (VINCENT, 2005; FIELD, 2005). Foram consideradas correlações fracas, moderadas e fortes, respectivamente: $Pearson < 0,4$; $0,4 \leq Pearson < 0,75$ e $0,75 \geq Pearson$ (VINCENT, 2005).

O nível de significância adotado foi $\alpha = 0,05$. Os testes estatísticos foram aplicados no programa estatístico SPSS (*Statistical Package for Social Sciences*) versão 18.0.

5. RESULTADOS

5.1 Caracterização da amostra

A fim de caracterizar a amostra do estudo foi apresentada a tabela 3, com as informações de tendência central (média) e variabilidade (desvio-padrão) da idade, massa, estatura, comprimento do membro inferior e comprimento do membro residual.

Tabela 3: Dados gerais dos sujeitos com valores médios e desvios-padrão de idade, massa, estatura, comprimento de membros inferior e comprimento do membro residual.

| amputados | sexo | idade (anos) | Lado | massa (kg) | estatura (cm) | comp MI (cm) | comp M res (cm) |
|-----------------------------|------|----------------|------|-----------------|------------------|----------------|-----------------|
| 1 | M | 34 | E | 59 | 186 | 89 | 28 |
| 2 | M | 35 | E | 86 | 190 | 92 | 33 |
| 3 | M | 25 | E | 97 | 180 | 90 | 32,5 |
| 4 | M | 29 | D | 70 | 187 | 87 | 29,5 |
| 5 | M | 25 | D | 72 | 180 | 85 | 44 |
| 6 | M | 26 | D | 88 | 182 | 85 | 24 |
| 7 | M | 34 | E | 85 | 185 | 95 | 31 |
| 8 | M | 25 | D | 51 | 160 | 82,5 | 26 |
| 9 | M | 35 | E | 61 | 169 | 78 | 36 |
| 10 | F | 35 | E | 64 | 162 | 80 | 30 |
| $\bar{x} \pm$ desvio padrão | | $30,3 \pm 4,7$ | | $73,3 \pm 15,0$ | $178,1 \pm 10,7$ | $86,8 \pm 5,5$ | $31,5 \pm 6,3$ |

Lado é referente ao lado esquerdo (E) ou direito (D) do corpo em que ocorreu a amputação, comp MI é o comprimento do membro inferior, comp M res é o comprimento do membro residual.

Todos os sujeitos realizaram sua reabilitação, treinando a caminhada sobre a esteira rolante por no mínimo seis meses. A utilização da prótese teve média igual a 17 meses.

Abaixo, os resultados foram divididos em: variáveis mecânicas, variáveis energéticas, estabilidade dinâmica, dados de correlação e índice de recuperação. Todos os dados abaixo estão apresentados através de médias e desvios-padrão.

5.2 Variáveis mecânicas

As figuras abaixo ilustram o comportamento do W_{tot} , W_{ext} , W_v , W_f , W_{int} , R_{int} , $Recovery$ e Eff em função da velocidade (km.h^{-1}). As velocidades serão apresentadas de acordo com a realização do protocolo para escolha da velocidade. Após definir a VAS, foram determinadas as velocidades 0,5 e 1 km.h^{-1} acima e abaixo da VAS. A média da VAS foi $2,95 \pm 0,47 \text{ km.h}^{-1}$, a menor e a maior velocidades escolhidas foram 1 km.h^{-1} e 4,5 km.h^{-1} , respectivamente.

O W_{tot} e o W_{ext} (figura 10) não apresentaram diferenças entre as velocidades ($p > 0,05$).

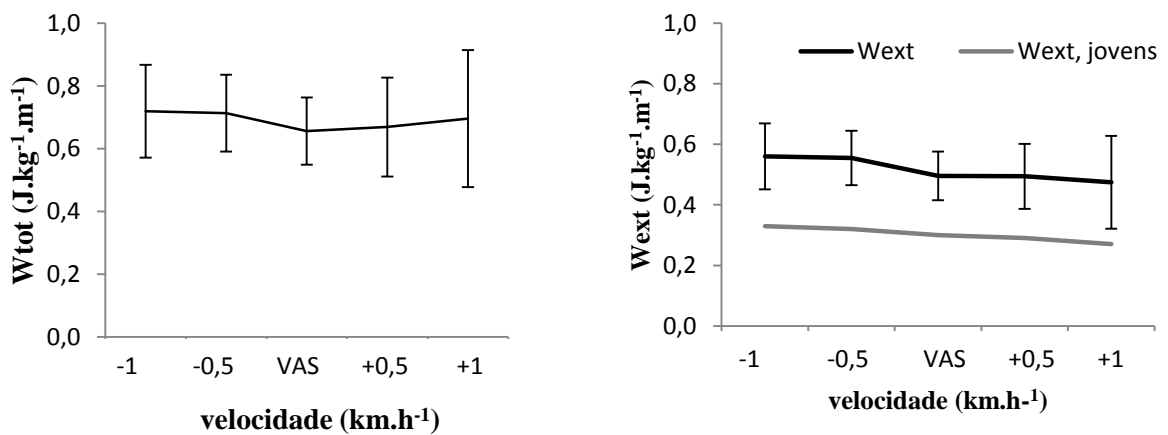


Figura 10: Comportamento do trabalho mecânico total (W_{tot}) e trabalho mecânico externo (W_{ext}) ao longo das velocidades escolhidas. A linha cinza no gráfico do W_{ext} representa os valores encontrados para sujeitos jovens sem restrições físicas ou neurológicas do estudo de Willems *et al.* (1995).

O W_v apresentou diferença entre a menor velocidade (-1) contra +0,5 e +1, bem como entre a -0,5 e +1. Para o W_f houve diferença entre -1 e +1, e entre -0,5 e +1. Para o W_{int} houve diferença entre a primeira velocidade escolhida e a última (figura 11).

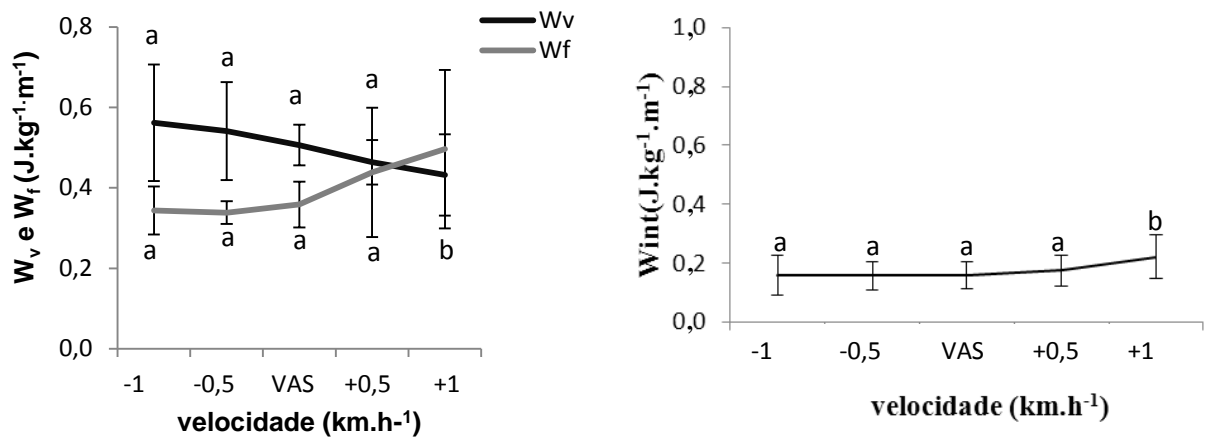


Figura 11: Comportamento do trabalho mecânico interno (W_{int}), W_v e W_f ao longo das velocidades escolhidas. Letras diferentes representam diferença significativa entre as velocidades.

O *Recovery* mostrou-se diferente entre as velocidades -1,+0,5 e +1 e entre as velocidades -0,5, +0,5 e +1. O R_{int} apresentou diferença entre a velocidade -0,5 e a velocidade +1 como apresentado na figura (12) abaixo ($p < 0,05$).

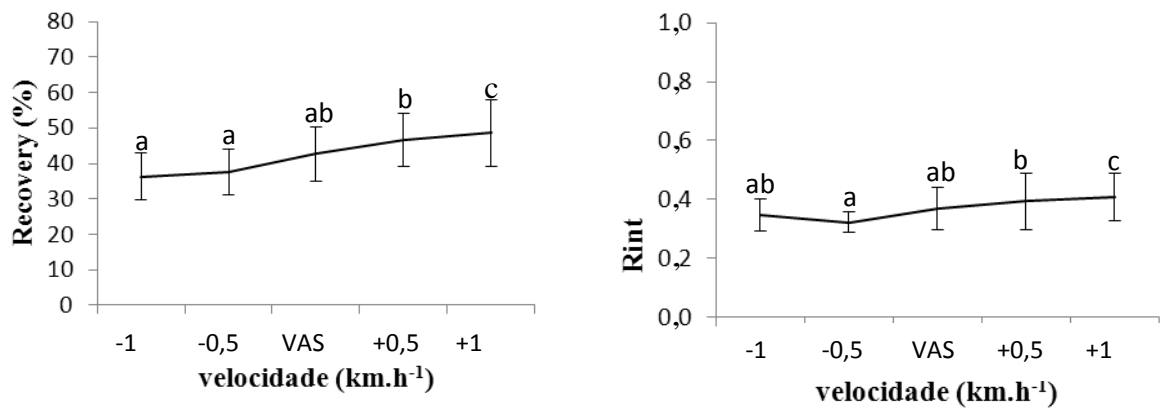


Figura 12: Comportamento do *Recovery* e do R_{int} ao longo das velocidades escolhidas.

O W_{int} foi comparado entre o cálculo do modo tradicional e o cálculo com adaptação da tabela antropométrica para o membro protético (figura 13). Houve diferença significativa entre as duas formas de cálculo do trabalho mecânico interno, em todas as velocidades.

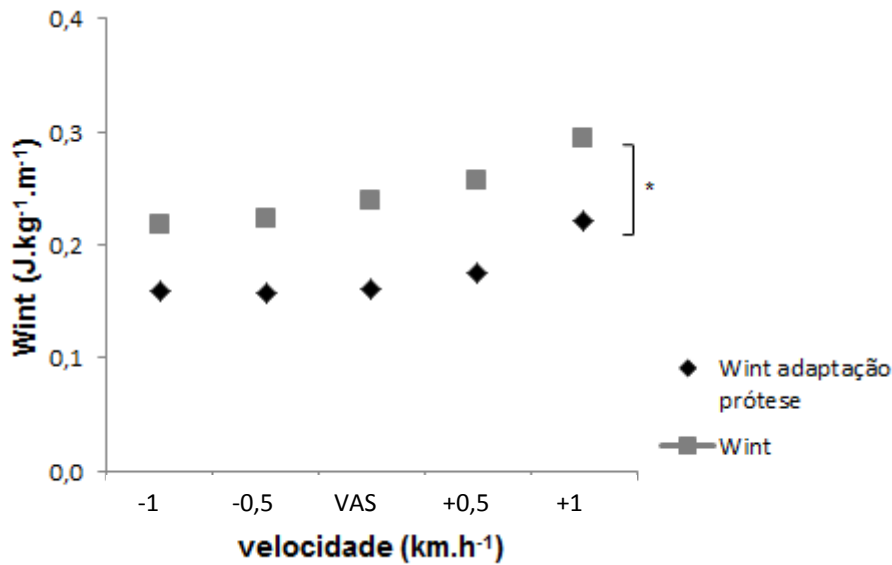


Figura 13: Comparação entre Trabalho Mecânico Interno obtido pela adaptação da tabela antropométrica para componentes protéticos e sem adaptação. * representa diferença significativa entre as duas formas para obtenção do trabalho mecânico interno (W_{int}) entre todas as velocidades ($p < 0,05$).

Na tabela abaixo (4) são apresentados os resultados do W_{tot} calculado com o W_{int} adaptado aos componentes protéticos e com o W_{int} sem adaptação aos componentes protéticos.

Tabela 4: Trabalho total (W_{tot}) obtido através da adaptação da tabela antropométrica para componentes protéticos e pela tabela antropométrica sem adaptações para o membro protetizado. Na tabela observamos o comportamento desta variável nas diferentes velocidades realizadas.

| velocidade (km.h ⁻¹) | $W_{tot,prótese}$ (J.kg ⁻¹ .m ⁻¹) | W_{tot} (J.kg ⁻¹ .m ⁻¹) |
|----------------------------------|--|--|
| -1 | 0,72 ± 0,15 | 0,76 ± 0,15 |
| -0,5 | 0,71 ± 0,12 | 0,78 ± 0,13 |
| VAS | 0,66 ± 0,11 | 0,73 ± 0,12 |
| +1 | 0,67 ± 0,16 | 0,73 ± 0,16 |
| +0,5 | 0,70 ± 0,22 | 0,77 ± 0,20 |

$W_{tot,prótese}$: cálculo do W_{int} com adaptação da tabela antropométrica para componentes protéticos; W_{tot} : cálculo do W_{int} com tabela antropométrica sem adaptações para o membro protetizado. A velocidade foi calculada a partir das VAS

(velocidade auto selecionada), esta sendo obtida foram definidas as demais velocidades (-1 e -0,5 abaixo da VAS; +1 e +0,5 acima da VAS).

Na tabela abaixo (5) são apresentados os resultados do W_{int} calculado com W_{int} adaptado aos componentes protéticos e com o W_{int} sem adaptação aos componentes protéticos.

Tabela 5: Trabalho interno calculado pela tabela antropométrica adaptada para componentes protéticos (W_{int}) e pela tabela antropométrica sem adaptações para o membro protetizado ($W_{int,não-adaptado}$). Na tabela observamos o comportamento desta variável nas diferentes velocidades realizadas.

| Velocidade (km.h ⁻¹) | W_{int} (J.kg ⁻¹ .m ⁻¹) | $W_{int,não-adaptado}$ (J.kg ⁻¹ .m ⁻¹) |
|----------------------------------|--|---|
| -1 | 0,16 ± 0,07 | 0,22 ± 0,06 |
| -0,5 | 0,16 ± 0,05 | 0,22 ± 0,05 |
| VAS | 0,16 ± 0,05 | 0,24 ± 0,05 |
| +0,5 | 0,17 ± 0,05 | 0,26 ± 0,07 |
| +1 | 0,22 ± 0,07 | 0,29 ± 0,08 |

W_{int} : trabalho interno com adaptação da tabela antropométrica para os componentes protéticos; $W_{int,não-adaptado}$: cálculo do trabalho interno com tabela antropométrica sem adaptações para o membro protetizado. A velocidade foi calculada a partir das VAS (velocidade auto selecionada), e as demais foram obtidas em relação à VAS (-1 e -0,5 abaixo da VAS; +1 e +0,5 acima da VAS).

5.3 Variáveis energéticas

O custo de transporte foi diferente entre as velocidades -1, VAS, +0,5 e +1. Já a \dot{E} apresentou diferença entre a -1 e a +1 e entre as velocidades -0,5 e +1 (figura 14).

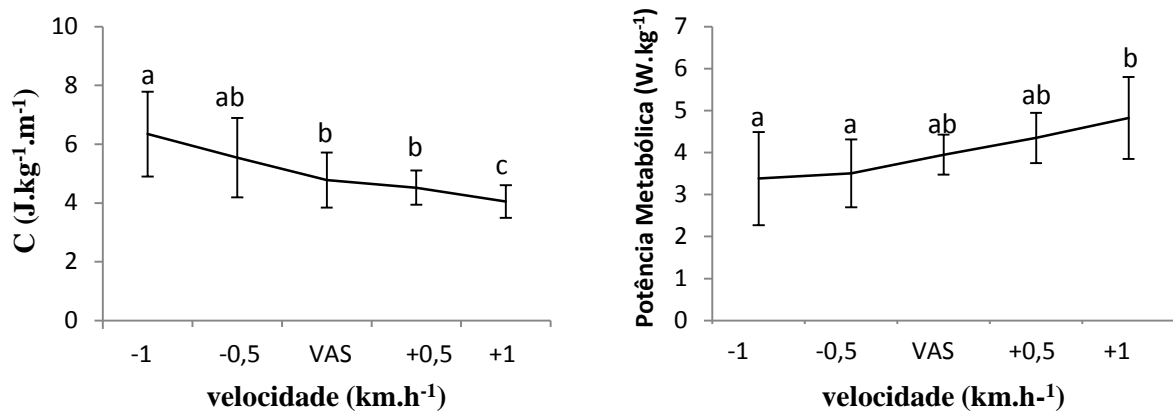


Figura 14: Comportamento do custo de transporte (C) e Potência metabólica (\dot{E}) ao longo das velocidades escolhidas. Letras diferentes representam diferença significativa entre as velocidades ($p < 0,05$).

A eficiência mecânica (Eff) apresentou diferença entre as velocidades -1; +0,5 e +1 (figura 15).

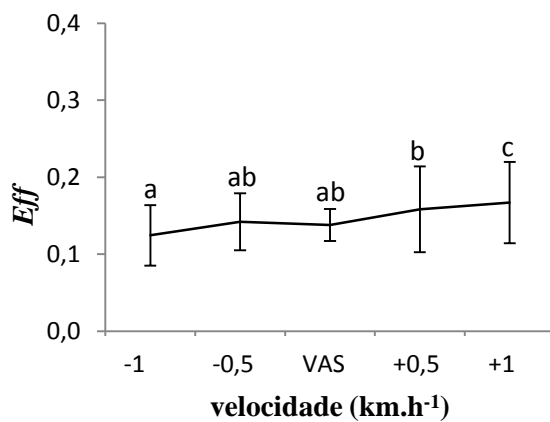


Figura 15: Comportamento da Eficiência mecânica (Eff) ao longo das velocidades escolhidas. Letras diferentes representam diferença significativa entre as velocidades ($p < 0,05$).

5.4 Estabilidade dinâmica (coeficiente de variação)

O COV foi calculado a partir da média de doze ciclos de passada para a medida de comprimento da passada (m) e para o tempo da passada (s). Para o COV CP houve diferença entre as três primeiras velocidades (-1; -0,5 e VAS) e entre

as duas últimas (0,5 e 1). E para o COV tP houve diferença entre todas as velocidades analisadas (figura 16).

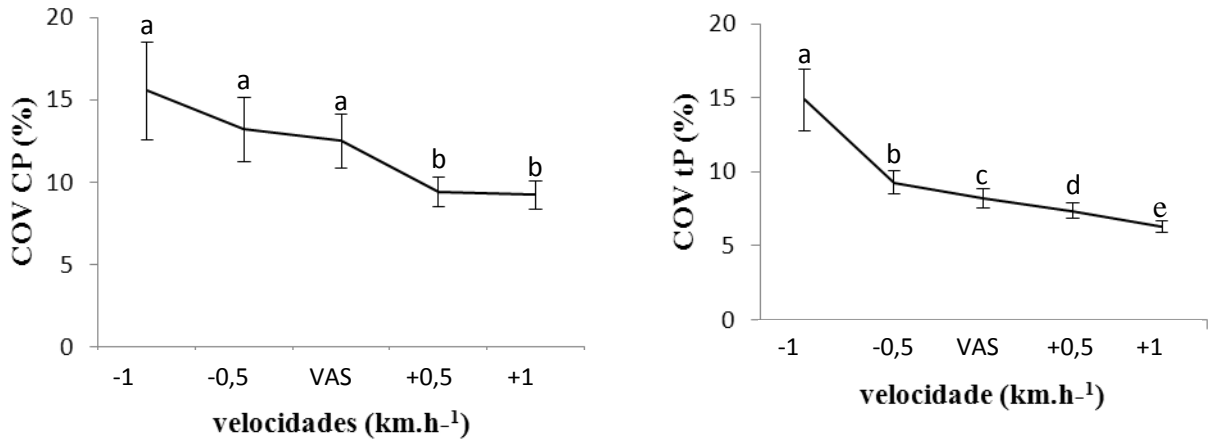


Figura 16: Comportamento do coeficiente de variação do comprimento da passada (COV CP) e do coeficiente de variação do tempo da passada (COV tP) ao longo das velocidades escolhidas dado em percentual. COV CP: coeficiente de variação do comprimento da passada; COV tP: coeficiente de variação do tempo de passada. Letras diferentes representam diferença significativa entre as velocidades ($p < 0,05$).

5.5 Correlação

A correlação de *Pearson* se mostrou moderada entre o COV do CP e o *Recovery*, *C* e \dot{E} . E fraca para o COV do CP e a *Eff*. Já para o COV do tP todas as variáveis se mostraram fracas (figura 17).

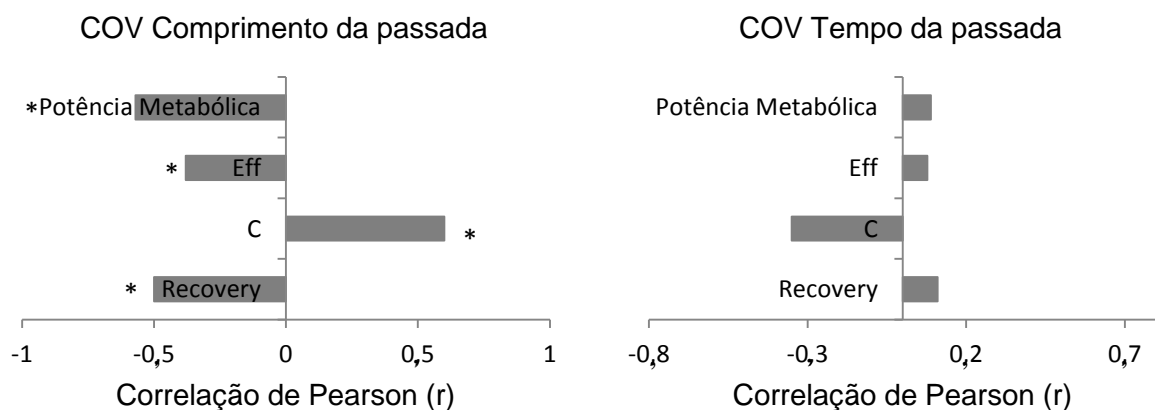


Figura 17: Coeficiente de Correlação de *Pearson* (r) e valor do p encontrado para as variáveis: *Recovery*, custo de transporte (*C*), eficiência mecânica (*Eff*), potência metabólica (

\dot{E}), coeficiente de variação do comprimento da passada e coeficiente de variação do tempo da passada. COV é o coeficiente de variação do comprimento da passada e do tempo da passada (VINCENT, 2005). * Representa diferença ($p < 0,05$)

5.6 Índice de Recuperação (IR)

O índice de recuperação mostra a diferença entre a VAS (marcada com uma seta pontilhada vermelha) e a $V_{\text{ótima}}$ estimada. Abaixo na figura 18 é possível visualizar o C de amputados transfemorais e de indivíduos sem restrições físicas. Além disso, as setas tracejadas mostram o resultado do IR_{teor} (seta vertical) e o resultado do cálculo (seta horizontal). As setas pontilhadas mostram o resultado do IR_{exp} (seta vertical) e o resultado do cálculo (seta horizontal, figura 18).

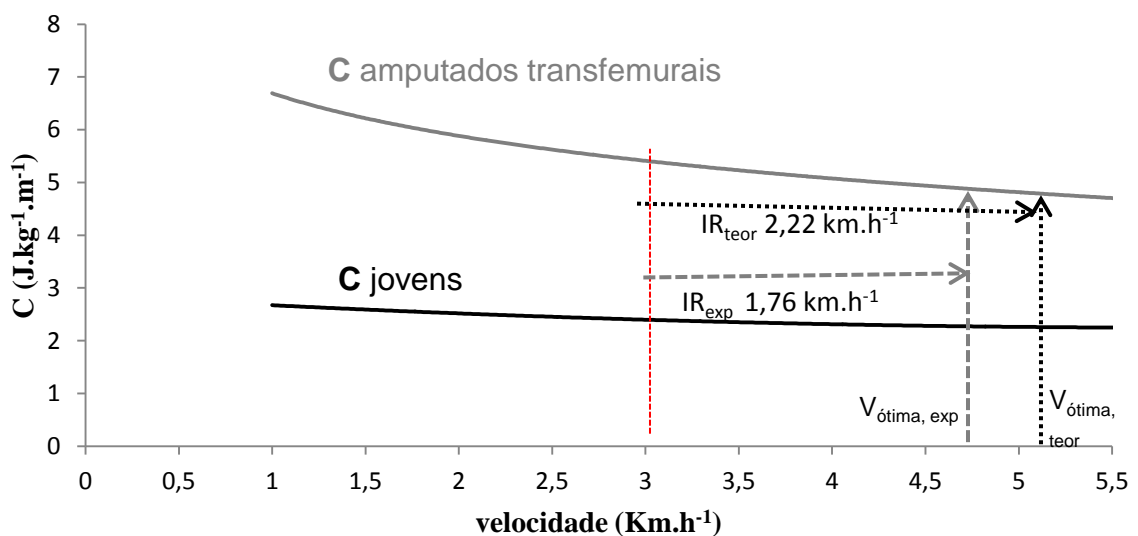


Figura 18: Índice de recuperação, velocidade ótima e custo de transporte. $V_{\text{ótima, teórico}}$ é a velocidade ótima obtida através da velocidade ótima pelo número de Froude ($V_{\text{ótima, teórico}}$), IR_{teor} é o índice de recuperação teórico resultado da subtração entre velocidade ótima e velocidade auto selecionada, $V_{\text{ótima, experimental}}$ é a velocidade ótima obtida pela equação de segundo grau polinomial do custo de transporte em função da velocidade de locomoção proposto por Abe *et al.* (2008); IR_{exp} é o índice de recuperação experimental resultado da subtração entre velocidade ótima ($V_{\text{ótima, experimental}}$) e velocidade auto selecionada. Velocidade

de 3 km.h^{-1} representa a VAS.

6. DISCUSSÃO

6.1 Recovery, custo de transporte, eficiência mecânica e transdução pendular

A hipótese do estudo foi aceita. De acordo com a suposição prévia, verificamos que o **C** de amputados transfemorais (figura 14) é menor, ou seja, apresenta maior economia de caminhada na velocidade acima da VAS (na maior velocidade de caminhada durante o teste na esteira rolante, $+1 \text{ km.h}^{-1}$). Do mesmo modo, a reconversão entre as energias mecânicas (potencial e cinética), denominado *Recovery* (figura 12), obteve maior percentual na maior velocidade de caminhada durante o protocolo. Ainda, pode ser observado que a maior estabilidade dinâmica – denominada pelo menor coeficiente de variação (do CP e do tempo da passada – figura 16) ocorreu na mesma velocidade em que os parâmetros citados acima aconteceram. A $V_{\text{ótima}}$ dos sujeitos participantes é acima da velocidade escolhida como confortável para sua caminhada.

Em estudo anterior (DETREMBLEUR *et al.*, 2005) os autores analisaram o *Recovery* em diversas velocidades mas cada sujeito realizou o teste na sua VAS. Também encontraram maior reconversão das energias mecânicas nos sujeitos que atingiam as maiores velocidades, sendo essas próximas às velocidades escolhidas por sujeitos sem restrições físicas e, conseqüentemente semelhante à $V_{\text{ótima}}$ de caminhada. Assim como o *Recovery*, o R_{int} apresentou o mesmo padrão (CAVAGNA *et al.*, 2002). A taxa de transdução instantânea pendular, R_{int} , determina a reconversão quadro a quadro entre as energias mecânicas. Em sujeitos sem amputações os maiores valores para o R_{int} (61 %) ocorrem em velocidades intermediárias ($4-4,5 \text{ km.h}^{-1}$). Porém, para amputados transfemorais o R_{int} máximo corresponde a 41% na maior velocidade realizada durante o protocolo. Os dados de *Recovery* e R_{int} não apresentaram a característica de “U” invertido, onde a maior reconversão ocorre em velocidades intermediárias ($4-4,5 \text{ km.h}^{-1}$) como as encontradas em sujeitos sem amputações. As características dos dados encontrados apresentam maior reconversão entre as energias mecânicas na maior

velocidade adotada. Com a otimização desse sistema de reconversão, menos energia metabólica é necessária para manter a caminhada.

O menor valor de **C** encontrado foi na maior velocidade de progressão dos sujeitos (acima da VAS). O **C** foi 3 vezes maior que em normais nas velocidades baixas (2 km.h^{-1}) e 2 vezes maior na velocidade intermediária (próximo da $V_{\text{ótima}}$), concordando com os achados de estudo prévio (MIAN *et al.*, 2006; WILLEMS *et al.*, 1995). Em sujeitos sem restrições físicas, o **C** em função da velocidade apresenta um formato de “U”, e este não foi encontrado no nosso estudo. Provavelmente os amputados realizam a caminhada na zona descendente da curva de **C**. Amputados transfemorais apresentam menor dispêndio energético por metro percorrido quanto maior a velocidade adotada na caminhada. Nossos resultados sugerem que o **C** próximo de normais pode ser obtido através do aumento da VAS adotada pelos pacientes. Essa hipótese é de relevância clínica, uma vez que já foi demonstrado que é possível aumentar a VAS em pacientes amputados após treinamento em esteira e um programa de reabilitação apropriado (SJÖDAHL, 2002).

A VAS adotada pelos amputados transfemorais exerce influência na eficiência do mecanismo pendular (*Recovery*). Quando a velocidade aumenta, são realizados passos maiores, o deslocamento vertical e a E_p do CM aumentam e, concomitantemente, a E_k do CM aumenta. Assim o aumento da velocidade promove uma melhora na eficiência do mecanismo pendular na caminhada, através de uma maior reconversão entre as energias mecânicas do CM.

O menor **C** e o maior *Recovery* na velocidade mais alta, mostram que a VAS dos indivíduos não é a de maior economia de caminhada. Em baixas velocidades ocorre maior deslocamento vertical (maior trabalho mecânico vertical) e menor deslocamento horizontal (menor trabalho mecânico horizontal) do CM contribuindo para um maior dispêndio energético e consequente aumento do **C**. E a medida que a velocidade aumenta, o deslocamento vertical diminui e o horizontal aumenta, mantendo-se harmônicos e deste modo, contribuindo para um mecanismo pendular mais eficiente bem como colaborando para um menor W_{ext} e **C**. O que mais vale ressaltar é que estes valores de W_{ext} em amputados são maiores do que em sujeitos normais (CAVAGNA *et al.*, 1976; MIAN *et al.*, 2006). Apesar dos valores maiores de **C** e W_{ext} , os amputados transfemorais apresentam comportamento parecido aos dos sujeitos sem restrições (vide figura 18 e 10), com o W_{ext} e **C** diminuindo e o *Recovery* aumentando conforme o aumento da velocidade, até a maior velocidade

realizada (aproximadamente $4 \pm 0,5 \text{ km.h}^{-1}$). Em indivíduos sem restrições os valores de W_{ext} e C aumentam e o *Recovery* diminui (CAVAGNA 1976, WILLEMS 1995) a partir de uma velocidade intermediária ($4-4,5 \text{ km.h}^{-1}$) enquanto que amputados transferumais não atingem essas velocidades.

O W_{int} aumenta com o aumento da velocidade de forma significativa, assim como o encontrado para sujeitos sem amputações (MIAN, 2006; WILLEMS 1994). Com o aumento da velocidade há um incremento do trabalho necessário para acelerar os segmentos corporais em relação ao CM justificando o aumento do W_{int} . Os valores encontrados para esse dado são pequenos quando comparados aos do W_{ext} e W_{tot} , sendo assim as diferenças entre normais e amputados encontradas no *Recovery* e C não seriam explicadas pelo W_{int} . O W_{int} será abordado posteriormente na seção 7.3 (Trabalho Mecânico).

Outro dado que corrobora com a hipótese central da pesquisa é a *Eff* que obteve maior valor na maior velocidade de caminhada. Essa capacidade de conversão de energia química em energia mecânica é definida como eficiência mecânica (CAVAGNA & KANEKO, 1977). A *eff* é dependente da velocidade de locomoção, como esperado de acordo com às propriedades contráteis dos componentes musculares. O valor máximo de *Eff* em indivíduos sem amputações fica próximo de 35-40% em velocidades intermediárias de acordo com a relação força-velocidade (HILL, 1964). Porém os valores encontrados nos sujeitos dessa pesquisa foram mais baixos aos dos sujeitos sem amputações (atingindo um máximo de 17% na maior velocidade).

O membro inferior amputado não possui as articulações do joelho e do tornozelo, os quais auxiliariam na *Eff* pela presença de efeitos contráteis e minimização de energia na unidade músculo-tendão flexor plantar através da ação de “catapulta” (“*catapult action*” - mecanismo que pode gerar a utilização da energia elástica durante um lento alongamento e um rápido encurtamento, proposto por Ishikawa *et al.* (2005). A alta tecnologia envolvida na estrutura e funcionamento do pé em fibra de carbono busca reproduzir a ação do tornozelo humano. Todavia, os resultados mostram que o uso deste componente protético não influencia de forma significativa o dispêndio energético e a *Eff* em velocidades intermediárias. Assim, os sujeitos apresentam em somente um dos membros inferiores as interações entre os fascículos musculares e tecido tendinoso que desempenham um papel econômico

importante no processo de armazenagem e liberação de energia elástica justificando os valores baixos de *Eff*.

6.2 Estabilidade dinâmica (COV)

Segundo Hausdorff *et al.* (2005) os parâmetros que melhor predizem a estabilidade dinâmica são o coeficiente de variação do tempo e do CP. Ambos os parâmetros obtiveram menores valores no presente estudo (menor COV) na maior velocidade realizada, demonstrando que a estabilidade de caminhada de amputados é maior nas maiores velocidades de progressão.

A estabilidade dinâmica sofreu influência significativa da velocidade de caminhada, diminuindo o COV de tempo e de CP conforme o acréscimo de velocidade. Um dos motivos que nos levaram a analisar a estabilidade dinâmica nesta amostra foi para tentar encontrar um possível mecanismo que explicasse a escolha por uma baixa velocidade auto selecionada em amputados, mas no presente estudo foi observado que a estabilidade foi maior nas velocidades acima da VAS.

Assim, os parâmetros mecânicos e energéticos são otimizados (maior estabilidade dinâmica, maior reconversão de energias mecânicas e menor dispêndio energético por metro percorrido), em velocidades acima da VAS dos amputados transfemorais.

A medida de relação, apresentada pela correlação de Pearson, mostrou moderada correlação positiva do COV do CP com o C e moderada correlação negativa com o *Recovery* e \dot{E} . Quanto menor o coeficiente de variação do CP, menor foi o dispêndio energético do sujeito por metro percorrido. Concordando com o menor dispêndio energético encontrado, notamos que a reconversão entre as energias mecânicas é maior quanto menor a variabilidade do CP. O *Recovery* teve uma relação com a variabilidade do CP provavelmente devido ao efeito da velocidade de progressão, mas para futuros estudos poderia ser investigada uma provável influência da elevação do quadril do lado protetizado (CZERNIECKI; GITTER; MUNRO, 1991; SEROUSSI *et al.*, 1996) e, conseqüentemente do CM, em baixas velocidades (onde o *Recovery* é menor).

Outro estudo (JORDAN *et al.*, 2007) que avaliaram o COV na caminhada (para o CP e tempo da passada) em diferentes velocidades, observaram que existe uma curva em forma de "U", onde o menor COV (do CP: 5,95%, JORDAN *et al.*, 2007; do tempo da passada: 3,01%, HAUSDORFF *et al.*, 2004) é encontrado na VAS ou $V_{ótima}$ em indivíduos sem restrições físicas. De modo geral, indivíduos com

restrições neurológicas: Parkinson (HAUSDORFF *et al.*, 2003), com desordens de depressão e bipolar (HAUSDORFF *et al.*, 2004), indivíduos idosos com histórico de quedas frequentes (MBOUROU *et al.*, 2003), apresentam um COV maior do que indivíduos sem restrições na VAS (abaixo da $V_{ótima}$), como o COV encontrado em nossos resultados (COV do CP: 12,5%, COV do tempo da passada: 8,2%).

A variabilidade dos parâmetros analisados é considerado um índice de estabilidade dinâmica (BEAUCHET *et al.*, 2006). A automaticidade e ritmicidade da caminhada sugerem que há uma reprodução de um movimento coordenado dos membros passada a passada sugerindo que é obtido uma estabilização do movimento. Outros estudos mostram que uma baixa variabilidade dos parâmetros cinemáticos reflete em um movimento espontâneo, com bom controle e uma caminhada segura (DUBOST 2006; MAKI BE. 1997), enquanto uma alta variabilidade indica instabilidade e maior risco de queda (MAKI BE. 1997 HAUSDORFF, 2001).

Outra população que apresenta grande instabilidade, VAS relativamente baixa e elevado **C** na caminhada são os idosos. Mian *et al.* (2006) hipotetizaram que o aumento da instabilidade nos idosos induz a maiores contrações musculares durante a caminhada aumentando o **C**. Além desta maior ativação descrita, pode ocorrer uma co-ativação da musculatura antagonista, o que pode aumentar substancialmente o **C**. Esse aumento está relacionado a um mecanismo compensatório para aumentar a rigidez articular e assim melhorar a estabilidade (HORTOBAGYI, DEVITA 2000). Se assumirmos que o aumento de co-ativação é uma estratégia para o aumento da estabilidade, é possível esperar uma associação similar entre a instabilidade de caminhada e **C** (MIAN *et al.*, 2006).

6.3 Trabalho mecânico

O W_{tot} calculado pelo W_{int} adaptado da tabela antropométrica para os componentes protéticos e W_{ext} na VAS (3,95 km.h⁻¹) foi em média $0,66 \pm 0,11$ J.kg⁻¹.m⁻¹. A mesma variável, na mesma velocidade calculada a partir de uma tabela sem adaptação para os componentes protéticos foi $0,73 \pm 0,12$ J.kg⁻¹.m⁻¹. Valores encontrados na literatura para a mesma população, na mesma velocidade foi de $0,90 \pm 0,16$ J.kg⁻¹.m⁻¹ (DETREMBLEUR *et al.*, 2005). O uso de tabelas antropométricas sem o devido ajuste dos parâmetros inerciais às características dos

amputados pode superestimar o W_{tot} em aproximadamente 10% (na VAS, vide Tabela 4).

Indivíduos sem restrições apresentam um W_{tot} na $V_{ótima}$ ($0,65 \text{ J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$, MIAN *et al.*, 2006; WILLEMS *et al.*, 1994) semelhante ao de amputados na maior velocidade avaliada no presente estudo ($3,95 \text{ km.h}^{-1}$). Com o resultado obtido pela adaptação da tabela antropométrica para os amputados, o valor médio de W_{tot} nesta mesma velocidade foi de $0,70 \pm 0,22 \text{ J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$, diminuindo as diferenças encontradas em estudo anterior, ao qual não foi realizada a adaptação (DETREMBLEUR *et al.*, 2005). Deste modo, o W_{tot} contribui, mas provavelmente não é o principal fator que influencia os resultados dos maiores parâmetros mecânicos e energéticos desta amostra. Porém, a mudança encontrada pela adaptação da tabela antropométrica, indica a necessidade do cálculo de trabalho mecânico em amputados através de dados de parâmetros inerciais específicos às características do acometimento (e.g. comprimento do membro residual e massa da prótese).

O W_{int} dos amputados, quando não ajustado às características mencionadas no parágrafo anterior, obtém valores próximos dos encontrados para sujeitos sem restrições (MIAN *et al.*, 2006; WILLEMS *et al.*, 1995). Todavia, quando ajustado às características inerciais dos amputados, o W_{int} apresenta valores abaixo dos encontrados na literatura para sujeitos sem restrições, bem como para amputados transfemorais na mesma velocidade (4 km.h^{-1} , DETREMBLEUR *et al.*, 2005).

Através dos dados apresentados na tabela 5, foi observado que o W_{int} pode ser superestimado quando a variação das massas dos componentes protéticos não forem consideradas.

Provavelmente o **C** tem maior relação com o W_{ext} devido aos seus altos valores e é maior em amputados quando comparado a sujeitos sem restrições (MIAN *et al.*, 2006; WILLEMS *et al.*, 1994).

Entre as variáveis citadas acima (W_{tot} , W_{ext} e W_{int}), o W_{ext} é o que demonstra ser mais importante para a variação encontrada nos parâmetros mecânicos de amputados transfemorais. O mecanismo pendular é resultado da interação das componentes do W_{ext} , nomeadamente, W_v e W_f , que determinam o *Recovery* e, conseqüentemente, o dispêndio energético na caminhada (WILLEMS *et al.*, 1995). Alguns aspectos cinemáticos relacionados à caminhada de amputados exercem influencia direta no *Recovery*, especialmente, o alto deslocamento vertical e médio-lateral do hemicorpo do lado amputado, além de maior extensão do quadril ao final

da fase de apoio (SADEGHI *et al.*, 2001). Estas características podem contribuir para o aumento de variáveis como C , \dot{E} , menor *Recovery*. Esse maior deslocamento, provavelmente está relacionado a falta de mobilidade das articulações do tornozelo e joelho. Para direcionar o membro inferior a frente há um aumento do deslocamento do quadril na fase de balanço, aumentando o deslocamento vertical e médio-lateral, aumentando o W_{ext} . Segundo Detrembleur *et al.* (2005) que utilizaram prótese com controle pneumático, próteses mais sofisticadas diminuiriam essa variação, devido à possibilidade da sequencia de movimento flexão-extensão do joelho na fase de contato da passada (VAN DER LINDEN, 2002). O presente estudo utilizou material protético com melhor qualidade (apresentam um controle articular do joelho mais próximos de uma caminhada sem prótese), contudo, o trabalho vertical, devido principalmente à variação de energia potencial do CM, ainda apresenta resultados maiores do que em sujeitos normais (WILLEMS *et al.*, 1995) podendo ser o responsável pelo aumento dos parâmetros mecânicos, influenciando as variáveis energéticas.

Um dos argumentos para a maior variação do quadril é a menor amplitude de movimento do joelho, principalmente na fase de balanço. Porém para o joelho protético utilizado neste estudo, os ângulos durante essa fase são semelhantes aos de sujeitos sem amputações, provavelmente a possibilidade do controle hidráulico permite uma maior amplitude de movimento na fase de balanço. Para a fase de apoio, de acordo com a regulação do joelho hidráulico, é possível uma pequena flexão do joelho, o que tornaria a caminhada mais próxima de um padrão normal, permitindo maior equilíbrio (KAUFMAN *et al.*, 2007). Além disso, a simetria do tempo de apoio é um indicativo de estabilidade de locomoção nesta população. O membro não protético possui maior fase de apoio (68%) que o membro protético (60%), aumentando o tempo de excursão do quadril do lado protético (HOF, 2006). Assim, uma reabilitação objetivando um melhor controle de movimento do quadril e, conseqüentemente, dos ângulos do joelho, resultaria em uma maior simetria da caminhada. Ainda foi observado que quanto maior a velocidade, menor o W_{ext} , diminuindo gradativamente as diferenças entre os presentes achados e os resultados de sujeitos sem amputações (WILLEMS *et al.*, 1995).

Outro dado que pode justificar as diferenças entre VAS e $V_{ótima}$ do presente estudo são os fatores inerciais. Tendo em consideração que o momento angular depende do momento de inércia e da variação da velocidade angular de um

segmento (segunda lei de Newton), após o despregue do pé protético ocorre uma aceleração do membro residual aumentando o momento angular (SCHMID *et al.*, 2005), auxiliado pelo baixo momento de inércia da estrutura (aproximadamente um terço da massa do membro inferior não acometido). (MOCHON; MCMAHON 1980). Esta aceleração é determinada também pela ativação eletromiográfica relativamente alta no membro protetizado (membro residual, BAE *et al.*, 2007; WINTER; SIENKO 1998). Contudo apesar dessa maior ativação, o volume muscular envolvido é menor e conseqüentemente esta limitação na geração e absorção de energia pode influenciar no maior tempo de balanço que por sua vez resulta em uma menor VAS nos amputados. Assim maiores velocidades poderiam tornar o movimento do membro protético descoordenado (SADEGHI *et al.*, 2001), fazendo com que busquem menores velocidades de caminhada.

Isso pode ser verificado pelos valores da VAS diferentes da $V_{ótima}$. A $V_{ótima}$ representa a condição onde o sujeito dispense menos energia para a tarefa de se deslocar, portanto onde é maior a economia e C na locomoção (SAIBENE; MINETTI 2003; GENIN *et al.*, 2008). Fazendo uma relação com o valor Fr (número de Froude) equivalente a 0,25 que corresponde a essa $V_{ótima}$ (ALEXANDER 1989); FERRIS, *et al.*, 2005), observamos que nesse estudo para a VAS o Fr foi de 0,08 ($\pm 0,02$) e para a maior velocidade foi de 0,18 ($\pm 0,04$) (VAUGHAN; MALLEY 2005). A influencia de fatores inerciais poderia ser pesquisada em estudos futuros analisando em específico a energia cinética rotacional (a qual depende do momento de inércia) nessa população. Os resultados apresentados nesse estudo mostram que a massa, comprimento e CM segmentares (os quais são utilizados para os cálculos de momento de inércia, raio de giração e velocidade angular) alteram de forma significativa os valores do W_{int} .

6.4 Índice de recuperação e aplicabilidade

A restauração da mobilidade e da função locomotora são os desafios nos programas de reabilitação após a amputação de membros inferiores (FRANCHIGNONI *et al.*, 2007). Desta forma é importante monitorar o resultado e impacto das intervenções terapêuticas. Diferentes abordagens são utilizadas para avaliar a mobilidade: testes de desempenho (BROOKS *et al.*, 2002), testes de mobilidade funcional (DEATHE *et al.*, 2005), escalas e questionários (MILLER; DEATHE; SPEECHLEY, 2001; DELVIN *et al.*, 2004). Essas formas de avaliação da

reabilitação podem otimizar essa fase de restauração da capacidade de caminhada, auxiliando os profissionais na decisão sobre as intervenções e condutas a serem tomadas. Ainda assim, a avaliação deve ser incorporada à prática clínica evitando um dispêndio de tempo e recursos humanos para sua aplicação, de modo a tornar sua aplicação viável e de fácil utilização na prática clínica (FRANCHIGNONI *et al.*, 2007; MARCHETTI; WHITNEY 2004).

No presente estudo, as diferentes velocidades de caminhada resultaram em diferenças significativas nas variáveis analisadas. É descrito na literatura que há assimetrias nos parâmetros cinemáticos da caminhada desta população. Amputados na mesma velocidade de sujeitos sem amputações ($3,6 \text{ km.h}^{-1}$) possuem maior CP e a medida que aumentam a velocidade, o CP fica muito próximo ao de sujeitos sem amputações (JAERGS *et al.*, 1995). Os sujeitos possuem maior estabilidade dinâmica na maior velocidade realizada. Nesta velocidade os sujeitos realizam o CP e o tempo de passada de forma mais simétrica durante os ciclos de passada analisados.

A velocidade de caminhada é um parâmetro chave na avaliação do desempenho funcional de amputados. De fato, as determinantes mecânicas e suas repercussões na melhora da velocidade tem sido extensivamente estudadas na literatura (JAERGS *et al.*, 1995, SJÖDAHL *et al.*, 2002). Desta forma, treinando as habilidades específicas que influenciam na escolha da baixa velocidade, os indivíduos conseguiriam caminhar em uma velocidade maior atingindo a VAS a uma velocidade mais próxima da $V_{\text{ótima}}$. Os fatores intrínsecos relacionados à caminhada são fixos (nível da amputação e etiologia), a equipe de reabilitação pode melhorar os fatores extrínsecos (VAS, movimento do CM, eficiência do mecanismo pendular; Detrembleur *et al.*, 2005). Todas as alterações discutidas acima devem entrar no planejamento de reabilitação dessa população.

No presente estudo observou-se que apesar dos valores de **C** mais altos do que os encontrados em sujeitos não amputados, o comportamento da curva de **C** em função da velocidade é parecida ao dos sujeitos não acometidos e, devido a característica de baixas velocidades de caminhada em amputados, um dos objetivos da reabilitação deve ser o aumento da velocidade. Este acréscimo de velocidade, além da vantagem de realizar a tarefa mais rapidamente, é acompanhado pela maior economia de movimento (**C** menor). Estes padrões também acontecem quando confrontados entre sujeitos com VAS's substancialmente diferentes (Figura 3B,

DETREMBLEUR *et al.*, 2005). Devido a estas características energéticas específicas em amputados, calculou-se a velocidade cujo **C** foi menor, $V_{\text{ótima}}$, através da determinação do valor mínimo de uma função polinomial de segundo grau dos valores de **C** em função da velocidade de progressão (equação 17). Além da forma experimental, estimou-se a velocidade onde ocorre o **C** mínimo através do uso do Fr e a observação em várias espécies animais que o **C** mínimo ocorre em um Fr igual a 0,25 (ALEXANDER, 1989).

A partir da estratégia baseada nos dados experimentais de **C**, foi determinado o índice de recuperação experimental, IR_{exp} , e a partir da estratégia do Fr determinou-se o índice de recuperação teórico, IR_{teor} .

O IR_{exp} foi determinado a partir da $V_{\text{ótima}}$ média para o menor **C** ($4,76 \pm 0,61 \text{ km.h}^{-1}$) subtraída a VAS obtida na esteira rolante ($3,0 \pm 0,41 \text{ km.h}^{-1}$). Assim foi obtido um IR_{exp} de $1,76 \text{ km.h}^{-1}$. Para o IR_{teor} foram utilizadas as medidas da avaliação realizada antes dos testes na esteira rolante, com a medida do comprimento de membro inferior (do trocânter até o solo). Sabendo-se que o Fr correspondente a $V_{\text{ótima}}$ é igual a 0,25 e tendo em consideração o comprimento do membro inferior, a equação 23 foi re-arranjada do seguinte modo:

$$v = \sqrt{Fr(gL)}$$

Equação 28

onde, Fr é o número de Froude (0,25), g é a aceleração da gravidade ($9,81 \text{ m.s}^{-2}$) e L é o comprimento do membro inferior.

A $V_{\text{ótima}}$ média estimada segundo o Fr para os indivíduos participantes foi de $5,22 \text{ km.h}^{-1}$. Após os resultados de velocidade ótima calculados pelo Fr, foi subtraída a VAS obtida na esteira rolante ($3,0 \pm 0,41 \text{ km.h}^{-1}$), sendo o IR_{teor} igual a $2,22 \text{ km.h}^{-1}$.

Estudos prévios mostram que a escolha da VAS em amputados transfemorais varia em uma escala de $1,5$ a 4 km.h^{-1} (DETREMBLEUR *et al.*, 2005; JAERGS *et al.*, 1995). Ainda é mostrado que após um período de reeducação da caminhada de amputados transfemorais há um aumento significativo na velocidade de caminhada, e esses efeitos foram observados após seis meses de treinamento e a maior velocidade de caminhada foi mantida pelos sujeitos. Além do aumento da VAS, houve maior simetria em alguns parâmetros cinemáticos e cinéticos analisados (SJÖDAHL *et al.*, 2002).

Amputados transfemorais tem uma VAS baixa, como já descrito por Jaergs *et al.* (1995), abaixo daquela que seria mais econômica do ponto de vista metabólico.

Assim, inserir o índice de recuperação na prática clínica pode ser uma forma de acompanhar a evolução dos sujeitos durante a fase de reabilitação, podendo uma maior VAS ser um objetivo e um indicador de retorno das atividades diárias.

Além disso, o índice de recuperação é uma ferramenta rápida e de fácil aplicação na clínica, características importantes na escolha de métodos de avaliação clínica (FRANCHIGNONI *et al.*, 2007). Os resultados deste estudo demonstram que a medida da velocidade é uma importante variável a ser controlada durante a fase de reabilitação. As condutas durante a reabilitação devem objetivar o aumento da velocidade, com o objetivo de aproximar a velocidade do amputado à $V_{ótima}$, visualizado no índice de recuperação (BONA *et al.*, 2011).

Futuros estudos podem testar a aplicação clínica do índice de recuperação, após um período de treinamento específico para aumento da velocidade desta população.

De modo geral as repercussões de uma estratégia *fisioterápica* direcionada ao aumento da VAS indicam uma diminuição do IR. Este acréscimo da velocidade, segundo os achados do presente estudo, determinam que o amputado realizaria a locomoção com um maior: *Recovery*, R_{int} e estabilidade dinâmica. Esta otimização do mecanismo pendular aliada à maior estabilidade resultam em um menor custo de se deslocar horizontalmente, C , e além disso, a eficiência mecânica, *Eff*, aumentaria decorrente da diminuição do C e manutenção do trabalho mecânico muscular, W_{tot} . Este modelo conceitual sumariza os achados do presente estudo e é apresentado de modo esquemático na Figura 19.

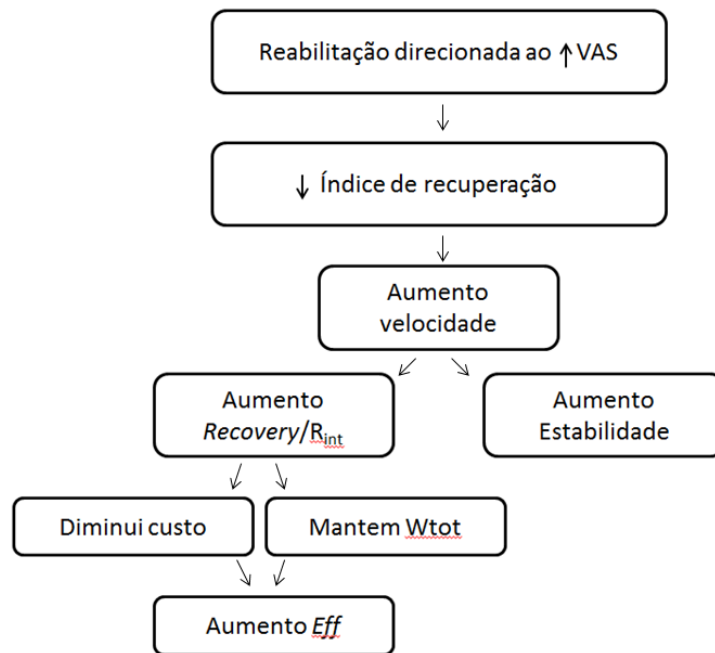


Figura 19: Síntese dos resultados encontrados. Provável mecanismo de melhora da função da locomoção.

7. CONCLUSÃO

As variáveis cinemáticas e metabólicas analisadas neste estudo encontram seus valores otimizados e mais econômicos, respectivamente, na maior velocidade realizada, acima da VAS. Quanto maior a velocidade maior o *Recovery*, o R_{int} , a *Eff*, e menor o **C**. Além disso, foi observado que a maior estabilidade dinâmica também ocorreu nessa maior velocidade de caminhada, ou seja, a medida que os amputados aumentam a velocidade, possuem maior estabilidade dinâmica. Assim, os resultados são de grande relevância clínica e mostram que a velocidade de caminhada deve ser enfatizada no período de reabilitação e que esta pode servir como parâmetro de evolução durante esta fase. Além disso, o uso de tabelas antropométricas específicas, com ajustes de massa e posição de centro de massa segmentares, alteram de forma significativa os valores de trabalho mecânico interno e total, de modo que se tornam necessários para os cálculos destas variáveis.

Trabalhos futuros sobre a atividade eletromiográfica da musculatura remanescente, e suas repercussões na atividade muscular global (custo eletromiográfico de locomoção) podem auxiliar na explicação do maior **C** em amputados e a contribuição muscular para a escolha da baixa velocidade. Do ponto de vista clínico, o índice de recuperação poderia ser inserido em diferentes fases da reabilitação, por exemplo, antes e após um período de treinamento específico.

REFERÊNCIAS

- ANDRIACCHI, T.P.; OGLE, J.A.; GALANTE, J.O. Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measures. *Journal of Biomechanics*, 10, 261-268, 1977.
- ANDRADE, L.M.; ARAÚJO, A.G.N.; BARROS, R.M.L. Análise de marcha: protocolo experimental para posicionamento e orientação dos segmentos do corpo humano baseado em sistemas de marcas técnicas. *Brazilian Journal of Biomechanics*, 8, 33-40, 2004.
- BARROS, R.M.L.; RUSSOMANO, T.G.; FIGUEROA, P.J.; BREZIKOFER, R. A method to synchronise vídeo câmeras using the áudio band. *Journal of Biomechanics*, 39, 776-780, 2006.
- BAGLEY, A.M.; SKINNER, H.B. Progress in gait analysis in amputees: a special review. *Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*, 3, 101-120, 199.
- BEAUCHET, O.; ALLALI, G.; BERRUT, G. Is low lower - limb kinematic variability always an index of stability? *Gait & Posture*, 327-328. 2007.
- BEAUCHET, O.; ALLALI, G.; ANNWEILER, C. Gait variability among healthy adults: low and high stride-to-stride variability are both a reflection of gait stability. *Gerontology*, 55, 702-706, 2009.
- BONA, R.L.; ALDABE, D.; RIBEIRO, J.L. Avaliação do gasto energético em pacientes amputados de membro inferior protetizados. *Arquivos Sanny de Pesquisa em Saúde*, 2, 98-108, 2008.
- BONA, R.; BONEZI, A.; STORNILOLO, J.; GOMEÑUKA, N. Comparação entre velocidade preferida, no solo e na esteira rolante, e velocidade ótima de amputados transfemorais. In: Anais do XVII CONGRESSO BRASILEIRO DE CIÊNCIA DO ESPORTE, 2011, Porto Alegre. Anais XVII CONBRACE, Porto Alegre: CBCE, 2011.
- BLAXTER, K. *Energy metabolism in animals and man*. 1ª ed. Cambridge, UK: Cambridge University Press 1989. 336p.
- BOONSTRA, A.M.; SCHRAM, J.M.; EISMA, W.H. Gait analysis of transfemoral amputee patients using prostheses with two different knee joints. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 77, 515-20, 1996.
- BROOKS, D.; HUNTER, J.P.; PARSONS, J.; LIVSEY, E.; DEVLIN, M. Reliability of the two-minute walk test in individuals with transtibial amputation. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 83, 1562–1565, 2002.

BUCKLEY, J.G.; SPENCE, W.D.; SOLOMONIDIS, S.E. Energy cost of walking: comparison of "intelligent prosthesis" with conventional mechanism. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 78, 330-333, 1997.

CAVAGNA, G.A.; SAIBENE, F.P.; MARGARIA, R. External work in walking. *Journal of Applied Physiology*, 18, 1-9, 1963.

CAVAGNA, G.A.; THYS, H.; ZAMBONI, A. The sources of external work in level walking and running. *J Physiol*, 262, 639-657, 1976.

CAVAGNA, G.A.; KANEKO, M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. *Journal of Physiology*, 268, 467-481, 1977.

CAVAGNA, G.A.; WILLEMS, P.A.; LEGRAMANDI, M.A.; HEGLUND, N.C. Pendular energy transduction within the step in human walking. *The Journal of Experimental Biology*, 205, 3413-3422, 2002.

CZERNIECKI, J.M.; GITTER, A.; MUNRO, C. Jointmoment and muscle power output characteristics of below knee amputees during running: the influence of energy storing prosthetic feet. *Journal of Biomechanics*, 24, 63-75, 1991.

CHAMBERS, H.G.; SUTHERLAND, D.H. A practical guide to gait analysis. *Journal American of Academy of Orthopaedic Surgeons*, 10, 222-231, 2002.

COLLINS, S.H.; KUO, D.A. Recycling energy to restore impaired ankle function during human walking. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 5, 9307-9312, 2010.

DEATHE, A.B.; MILLER, W.C.; The L test of functional mobility: measurement properties of a modified version of the timed "up & go" test designed for people with lower-limb amputations. *Physical Therapy*, 85, 626-635, 2005.

DETREMBLEUR, C.; VANMARSENILLE, J.; CUYPER, F.; DIERICK F. Relationship between energy cost, gait speed, vertical displacement of centre of body mass and efficiency of pendulum-like mechanism in unilateral amputee gait. *Gait & Posture*, 21, 333-340, 2005.

DEVLIN, M.; PAULEY T.; HEAD, K.; GARFINKEL, S. Houghton scale of prosthetic use in people with lower extremity amputations: reliability, validity, and responsiveness to changes. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 85, 1339-1344, 2004.

DUBOST, V.; KRESSIG, R.W.; GONTHIER, R.; HERRMANN, F.R.; AMINIAN, K.; NAJAFI, B. Relationships between dual-task related changes in stride velocity and stride time variability in healthy older adults. *Human Movement Science*. 25, 372-382, 2006.

ENGLAND, S.A.; GRANATA, K.P. The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait & Posture*, 25, 172-178, 2007.

ENGSBERG, J.R.; LEE, A.G.; TEDFORD, K.G. Normative ground reaction force data for able-bodied and trans-tibial amputee children during walking. *Journal of Pediatrics Orthopaedics*, 13, 169-73, 1993.

ENGSBERG, J.R.; LEE, A.G.; PATTERSON, J.L. External loading comparisons between able-bodied and trans-tibial amputee children during walking. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 72, 657-661, 1991.

FANG, L.; XIAOHONG, J.; RENCHENG, W. Modeling and simulation of muscle forces of trans-tibial amputee to study effect of prosthetic alignment. *Clinical Biomechanics*, 22, 1125-1131, 2007.

FIELD, A. *Discovering Statistics Using SPSS*. 2^a ed. London: SAGE publications, 2005. 780p.

GRABOWSKI, A.; FARLEY, C.T.; KRAM, R. Independent metabolic costs of supporting body weight and accelerating body mass during walking. *Journal of Applied Physiology*, 98, 579-583, 2005.

GRANATA, K.P.; WILSON, S.E. Trunk posture and spinal stability. *Clinical Biomechanics*, 16, 650-659, 2001.

HAUSDORFF, J.M.; RIOS, D.A.; ELDELBERG, H.K. Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 82, 1050-1056, 2001.

HAUSDORFF, J.M. Gait variability: methods, modeling and meaning. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2, 1-9, 2005.

HECKE, A.; MALGHEM, C.; RENDERS, A.; DETREMBLEUR, C.; PALUMBO, S.; LEJEUNE, T. M. Mechanical work, energetic cost, and gait efficiency in children with cerebral palsy. *Journal of Pediatrics Orthopaedics*, 27, 643-647, 2007.

ISHIKAWA, M.; KOMI, P.V.; GREY, M.J. Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. *Journal of Applied Physiology*, 99, 603-608, 2005.

JAERGS, S.M.H.J; ARENDZEN, J.H; HENRY, J.J. Prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees: a kinematic study. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 76, 736-743, 1995.

JOHANSSON, J.L.; SHERRIL, D.M.; RILEY, P.O. A clinical comparison of variable-damping and mechanically passive prosthetic knee devices. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84, 563-575, 2005.

KAUFMAN, K.R.; LEVINE, J.; BREY, R. Gait and balance of transfemoral amputees using passive mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees. *Gait & Posture*, 26, 489-493, 2007.

KELLER, T.S.; WEISBERGER, A.M.; RAY, J.L. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clinical Biomechanics*, 11, 253-259, 1996.

LYONS, K.; PERRY, J.; GRONLEY, J.K. Timing and relative intensity of hip extensor and abductor muscle action during level and stair ambulation: An EMG study. *Physical Therapy*, 63, 1597-1605, 1983.

MARGARIA R. *Biomechanics and energetics of muscular exercise*. 1^a ed. Oxford: Clarendon Press, 1976. 156p.

MAKI, B.E. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear? *Journal American Geriatric Society*, 45, 313-320, 1997.

MASANI, K.; KOUZAKI, M.; FUKUNAGA, T. Variability of ground reaction forces during treadmill walking. *Journal of Applied Physiology*, 92, 1885-1890, 2002.

MATTES, S.J.; PHILIP, E.M.; TODD, R. Walking symmetry and energy cost in persons with Unilateral transtibial amputations: matching prosthetic and intact limb inertial properties. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 81, 561-568, 2000.

MIAN, O.S.; THOM, J.M.; ARDIGO, L.P.; *et al.* Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. *Acta Physiologica*, 186, 127-139, 2006.

MINETTI, E.; ARDIGÒ, L.P.; SAIBENE, F. Mechanical determinants of the minimum energy cost of gradient running in humans. *The Journal of Experimental Biology*, 195, 211-225, 1994.

MARGARIA, R. Sulla fisiologia e specialmente sul consumo energetico della marcia e della corsa a varia velocità ed inclinazione del terreno. *Atti Accademia Nazionale dei Lincei*, 7, 299-368, 1938.

MILLER, W.C.; DEATHE, A.B.; SPEECHLEY, M. Lower extremity prosthetic mobility: a comparison of 3 self-report scales. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 82, 1432-1440, 2001.

MURTAGH, E.M.; BOREHAM, A.G.; MURPHY, M.H. Speed and exercise intensity of recreational walkers. *Preventive Medicine*, 35, 397 – 400, 2002.

NILSSON, J.; THORSTENSSON, A. Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, 136, 217-227, 1989.

NOLAN, L.; WIT, A.; DUDZIŃSK, K. Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans femoral and trans-tibial amputees. *Gait & Posture*, 17, 142-151, 2003.

NILSSON, J.; THORSTENSSON, A.; HALBERTSMA, J. Changes in leg movement and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans. *Acta Physiologica Scandinavica*, 123, 457-475, 1985.

ORENDURFF, M.S.; SEGAL, A.D.; KLUTE, G.K. Gait efficiency using the C-Leg. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 43, 239-246, 2006.

ORTEGA, J.D.; FARLEY, C.T. Minimizing center of mass vertical movement increases metabolic cost in walking. *Journal of Applied Physiology*, 99, 2099-2107, 2005.

PAOLUCCI, L.A. *Comparação de dois métodos para representação da força de reação do solo no desempenho de classificação de padrões da marcha*. Dissertação mestrado, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG, 2006.

PERRY, J.; BURNFIELD, J.M. *Gait analysis, normal and pathological function*. New Jersey: Slack Inc., 1992. 556p.

PEYRÉ-TARTARUGA, L.A. *Energética e Mecânica da Caminhada e Corrida Humana: com especial referência à locomoção em planos inclinados e efeitos da idade*. Tese de Doutorado, Escola de Educação Física da UFRGS, 2008.

PERRY, N.; KENT, J.; ROBERTSON, B. Electromyography of the vastus medialis oblique and vasti in normal subjects during gait. *Electromyographic Clinical Neurophysiology*, 23, 643-649, 1983.

ROTSTEIN, A.; INBAR, O.; BERGINSKY, T. Preferred transition speed between walking and running: effects of training status. *Medicine Science Sports Exercise*, 11, 1864-1870, 2005.

SAIBENE, F.; MINETTI, A.E. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. Review Article. *European Journal of Applied Physiology*, 88, 297-316, 2003.

SEROUSSI, R.E.; GITTER, A.; CZERNIECKI, J.M.; WEAVER, K. Mechanical work adaptations of above-knee amputee ambulation. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 77, 1209-1214, 1996.

SCHMID, A. M.; BELTRAMI, G. B.; ZAMBARBIERI, D.B.; VERNI, G. Centre of pressure displacements in trans-femoral amputees during gait. *Gait & Posture*, 21, 255-262, 2005.

SCHMALZ, T.; BLUMENTRITT, S.; JARASCH, R. Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components. *Gait & Posture*, 16, 255-263, 2002.

SCHMIDT-NIELSEN, K. Locomotion: energy cost of swimming, flying, and running. *Science*, 177, 222-228, 1972.

SIN, S.W.; PHIL, M.; CHOW, H.K. Significance of non-level walking on transtibial prosthesis fitting with particular reference to the effects of anterior-posterior alignment. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 38, 1-6, 2001.

SADEGHI, H.; ALLARD, P.; DUHAIME, P.M. Muscle power compensatory mechanisms in below-knee amputee gait. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80, 25-32, 2001.

SAUNDERS, J.B.; INMAN, V.T.; EBERHART, H.D. The major determinants in normal and pathological gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 35, 535-543, 1953.

SEROUSSI, R.E.; GITTER, A.; CZERNIECK, J.M. Mechanical work adaptations of above-knee amputee ambulation. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 77, 1209-1214, 1996.

SJODAHL, C.; JARNLO, G.B.; SODERBERG, B.; PERSSON, B.M. Kinematic and kinetic gait analysis in the sagittal plane of trans-femoral amputees before and after special gait re-education. *Prosthetics and Orthotics International*, 26,101–12, 2002.

TORBURN, L.; AYYAPPA, E.; SHANFIELD, S.L. Below knee amputee gait with dynamic elastic response prosthetic feet : a pilot study. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 27, 369-384, 1990.

TORBURN, L.; POWERS, C.M.; GUITERREZ, R. Energy expenditure during ambulation in dysvascular and traumatic below-knee amputees: A comparison of five

prosthetic feet. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 32, 111-119, 1995.

TESIO, L.; LANZ, D.; DETREMBLEUR, C. The 3-D motion of the centre the human body during level walking. II. Lower limb amputees. *Clinical Biomechanics*, 13, 83-90, 1998.

TESIO, L.; LANZ, D.; DETREMBLEUR, C. The 3-D motion of the centre of gravity of the human body during level walking. I. Normal subjects at low and intermediate walking speeds. *Clinical Biomechanics*, 13, 7782, 1998.

TONON, S.C.; AVILA, A.V.; HONÓRIO, G.J.; SOUZA, A.T. Avaliação da marcha, sensibilidade do coto e pressão plantar do pé protético na amputação bilateral: um estudo de caso. In: Anais do XI CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 2005, João Pessoa. Anais XI CBB, João Pessoa: UFPB, 2005, p. 453-456.

VANICEK, N.; STRIKE, S.; MCNAUGHTON, L. Gait patterns in transtibial amputee fallers vs. non-fallers: biomechanical differences during level walking. *Gait & Posture*, 29, 415- 420, 2009.

VINCENT, W. J. *Statistics in kinesiology*. 3^a ed. Champaign: Human kinetics, 2005.328p.

WAGNER, J.; SIENKO, S.; SUPAN, T. Motion analysis of SACH versus Flex-Foot in moderately active below-knee amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 11, 55-62, 1987.

WATERS, R.; PERRY, J. Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputation. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 58, 42-46, 1976.

WATERS, R.A.; MULROY, S. The energy expenditure of normal and pathological gait. *Gait & Posture*, 9, 207-31, 1999.

WILLEMS, P.A.; CAVAGNA, G.A.; HEGLUND, N.C. External, internal and total work in human locomotion. *The Journal of Experimental Biology*, 198, 379-393, 1995.

WINTER, D.A.; SIENKO, S.E. Biomechanics of below-knee amputee gait. *Journal of Biomechanics*, 21, 361-367, 1988.

WINTER, D.A. *Biomechanics and motor control of human movement*. 3^a ed. New Jersey: John Wiley & Sons, 2005. 277p.

ZAHEDI, M.S.; SPENCE, W.D.; SOLOMONIDIS, S.E. Alignment of lower-limb prostheses. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 23, 2-19, 1986.

ZATSIORSKY, V.; SELUYANOV, V. The mass and inertia characteristics of the main segments of human body. In: H. Matsui e K. Kobayashi, Editores, *Biomechanics VIII B*, Human Kinetics, Champaign, 1152-1159, 1983.

ZATSIORSKY, V. *Kinematics of human motion*. 1^a ed. Champaign: Human Kinetics. 1998. 672.

ZERNICKE, R.F.; HOY, M.G.; WHITING, W.C. Ground reaction forces and centre of pressure patterns in the gait of children with amputation: preliminary report. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 66, 736-741, 1985.

9. APÊNDICES

9.1. Apêndice A - Termo de consentimento livre e esclarecido – TCLE

Instituição de Pesquisa: Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Declaro que fui esclarecido de forma clara e detalhada sobre a pesquisa que tem como título “Efeitos da velocidade nos parâmetros mecânicos e energéticos da locomoção de amputados transfemurais” e objetivos: observar os efeitos da caminhada em diferentes velocidades na reconversão de energia, na eficiência energética da caminhada e no custo energético de indivíduos amputados protetizados de membro inferior e indivíduos sem restrição.

Fui informado que para realização das seguintes atividades:

Caminhar na esteira aproximadamente vinte e cinco (25) minutos, respirando normalmente com uma máscara facial (ergoespirômetro); Em cinco (5) velocidades diferentes. A primeira velocidade será escolhida pelo indivíduo, as outras quatro (4) velocidades serão realizadas acima (duas) e abaixo (duas) da inicial, de forma que o indivíduo consiga realizar.

Além disso, fui informado que: Há possibilidades de alguns riscos durante o procedimento na esteira, riscos físicos, os quais podem acontecer com os sujeitos em seu dia a dia, em suas atividades funcionais de caminhada. Os mesmos serão, cuidadosamente monitorados pela pesquisadora, de forma que sentindo qualquer desconforto durante a realização da caminhada o teste será interrompido. Posso optar por deixar a pesquisa a qualquer momento se for de minha vontade sem que isso prejudique meu vínculo com a reabilitação protética. Não serei identificado e as informações que eu prestar permanecerão em completo sigilo pelos autores da pesquisa.

Terei informações atualizadas do estudo quando eu solicitar. Da disponibilidade de tratamento médico e indenização, conforme estabelece a legislação, caso existam danos a minha saúde diretamente causados por esta pesquisa. O estudo consiste em testes realizados no Laboratório de Pesquisa do Exercício da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, em um dia que o paciente se dispuser a fazer. Com estes resultados terei um planejamento mais específico para meu tratamento, melhorando minha reabilitação. Se existirem gastos adicionais com a pesquisa, estes serão absorvidos pelo pesquisador da mesma.

Eu, _____ aceito participar do estudo e autorizo a utilização dos meus dados na pesquisa do prof. Dr. Leonardo Tartaruga.

Declaro que recebi cópia do presente Termo de Consentimento. Este termo de consentimento livre e esclarecido está escrito conforme as normas da portaria 196/96, a qual visa à segurança, respeito, bem estar, manutenção da integridade do ser humano em pesquisa envolvendo seres humanos. Esta pesquisa é desenvolvida por Renata Luisa Bona, pesquisadora do LAPEX da Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Telefone para contato: 81259023. Telefone do Professor orientador: 84063793; Telefone do Comitê de Ética e Pesquisa da UFRGS: 3308-3629.

Porto Alegre, ____ de _____ de 2010.

Assinatura do (a) paciente participante

Assinatura da pesquisadora

Pratica atividade física? ()sim ()não

Fumante? ()sim ()não. Quantos maços por dia?

Utiliza bebida alcoólica diariamente? ()sim ()não () socialmente

Possui alguma doença cardíaca (), respiratória (), diabete (), ou alguma outra não mencionada? Caso tenha, escreva na linha abaixo:

Em qual das velocidades se sentiu melhor para caminhar na esteira?

Velocidade no solo com distância determinada (10 m):

$$v = \frac{\textit{distância}}{\textit{tempo}}$$

Equação 29

9.4 Apêndice D - Tabela antropométrica e dos componentes protéticos

Tabela 6: Tabela antropométrica

| <i>Segmento</i> | <i>M (kg)</i> | <i>M (%)</i> | <i>CM (%)</i> |
|------------------------------------|---------------|--------------|---------------|
| Pé | 0,997 | 1,37 | 55,85 |
| Perna | 3,160 | 4,33 | 40,7 |
| Total | 4,157 | 5,7 | - |
| Coxa | 10,36 | 14,165 | 45,49 |
| Mão | 0,447 | 0,614 | 63,09 |
| Antebraço | 1,177 | 1,625 | 57,26 |
| Braço | 1,980 | 2,707 | 55,02 |
| cabeça e pescoço | 5,018 | 6,94 | 50,02 |
| parte superior do tronco – tórax | 11,654 | 15,955 | 50,66 |
| parte média do tronco – abdômen | 11,953 | 16,327 | 45,02 |
| parte inferior do tronco – pelve | 8,164 | 11,174 | 35,41 |
| Total | 54,91 | 100 | - |
| todo tronco | 32 | 43,456 | 43,7 |

M(kg) massa do segmento, M(%) razão entre massa do segmento e massa corporal, CM(%) centro de massa ao longo do eixo longitudinal. medidas obtidas segundo Zatsiorsky e Seluyanov (1983).

Tabela 7: Componentes protéticos

| <i>Segmento</i> | <i>M (kg)</i> | <i>M (%)</i> |
|-------------------|---------------|--------------|
| Joelho | 1,43 | 2,604 |
| encaixe protético | 1,454 | 2,647 |
| membro residual | 6,11 | 3,28 |
| total coxa | 8,994 | 8,532 |
| Pé | 0,45 | 0,819 |
| Perna | 0,25 | 0,455 |
| total pé +perna | 0,7 | 1,274 |

M(kg) massa do segmento, M(%) razão entre massa do segmento e massa corporal. Medidas obtidas segundo www.ottobock.com

A partir das medidas que foram realizadas no dia da coleta (apêndice C) foram obtidos os dados de comprimento do membro residual (medida do trocânter maior do fêmur até a extremidade distal do membro), comprimento da coxa (medida do trocânter maior do fêmur até a cônica lateral), comprimento do membro inferior (medida do trocânter maior do fêmur até o maléolo lateral). Esses dados foram

inseridos em uma rotina (algoritmos) em ambiente Matlab 7.1, para a determinação: do comprimento do membro residual em percentual (Equação 30):

$$ccotop = ccoto \times 100 \div ccoxa \quad \text{Equação 30}$$

onde, $ccoto$ é o comprimento do membro residual, $ccoxa$ é o comprimento da coxa.

Para determinação da massa do membro residual (Equação 31):

$$massacoto = 10,36 \times ccoto \div ccoxa \quad \text{Equação 31}$$

onde, $10,36$ é uma constante da massa da coxa utilizada da tabela de Zatsiorsky e Seluyanov (1983). Para massa do membro residual em percentual (Equação 32):

$$massacotop = massacoto \times 100 \div massa \quad \text{Equação 32}$$

onde, $massa$ é a massa total do indivíduo.

Para a massa do membro residual somado aos componentes protéticos subtraído o valor da massa da coxa (em percentual) (Equação 33):

$$massacotoprotese = 14,16 - (5,25 + massacotop) \quad \text{Equação 33}$$

onde, $14,16$ é uma constante da massa (%) da coxa utilizada da tabela de Zatsiorsky e Seluyanov (1983), $5,25$ são a soma da massa em percentual do joelho e do encaixe protético e a $massacotop$ é a massa do membro residual em percentual.

Para o total em percentual para ser redistribuído entre os outros segmentos para fechar o total de 100% de massa corporal (Equação 34):

$$totpred = massacotoprotese + 4,42 \quad \text{Equação 34}$$

onde, $4,42$ é o resultado da subtração da massa em percentual da perna, segundo Zatsiorsky e Seluyanov (1983) pela massa em percentual do tubo e pé protético.

Após esses ajustes será determinado o percentual que será redistribuído para cada segmento do corpo do indivíduo.

Para encontrar o centro de massa segmentar do membro amputado:

centro de massa do membro residual (Equação 35):

$$cm_{coto} = 0,4549 \times c_{coto}$$

Equação 35

onde, 0,4549 é o centro de massa da coxa segundo Zatsiorsky e Seluyanov (1983). Centro de massa restante do encaixe protético para o cálculo da coxa no membro amputado (Equação 36):

$$cm_{encaixe,rest} = 0,09 - 0,06 = 0,03$$

Equação 36

onde 0,09 é o centro de massa do encaixe protético subtraído por 0,06 correspondente a parte superior do encaixe. Essa parte foi subtraída pois excede a altura do trocânter maior do fêmur (para que a medida fosse mais próxima das encontradas nas tabelas antropométricas). Esta variável tem medida constante de 0,03 dado obtido através da medida realizada no componentes protético.

Centro de massa restante do joelho protético para o cálculo da coxa no membro amputado (Equação 37):

$$cm_{joe,rest} = (0,04 \times 0,5) + c_{coto}$$

Equação 37

onde 0,04 é o centro de massa do joelho protético, obtido através da medida realizada no componentes; multiplicado por 0,5 para obtermos o centro de massa do joelho referente a porção da coxa.

Os cálculos acima, referente ao centro de massa restante do joelho e do encaixe, e centro de massa do membro residual, foram inseridos na equação abaixo para obtermos o centro de massa da coxa no lado que o indivíduo apresentar a amputação: Centro de massa total da coxa do lado amputado (membro residual, encaixe e joelho protético) em metros (Equação 38):

$$cm_{coxa} = ((cm_{coto} \times massa_{coto}) + (cm_{encaixe,rest} \times 1,5) + (cm_{joe,rest} \times 1,4)) \div (1,5 + 1,4 + massa_{coto})$$

Equação 38

Centro de massa do tubo protético (perna) (como uma fração do segmento) (Equação 39):

$$cm_{perna} = 15,5 \div 24,5$$

Equação 39

onde 15,5 é o centro de massa do tubo protético e 24,5 é o comprimento do tubo protético.

Centro de massa do pé protético (como uma fração do segmento) (Equação 40):

$$cm_{pe} = 16,5 \div 25,5$$

Equação 40

onde 16,5 é o centro de massa do pé protético e 25,5 é o comprimento do pé protético.

Devido a pequena variação que encontrada entre os componentes protéticos dos sujeitos da pesquisa, os valores de cm_{pe} , cm_{perna} , $cm_{encaixe,rest}$ (componentes protéticos) foram assumidos como valores fixos.

Esses ajustes foram realizados para que o cálculo do centro de massa segmentar fique de acordo com a alteração encontrada no membro amputado. Dessa forma os valores para os segmentos na rotina em ambiente Matlab foram ajustados (apêndice H).

9.5 Apêndice D - Avaliação da caminhada – amputado transfemural

VO2000

data da coleta:

Nome:

Idade:

Peso:

Altura:

Tabela 8: Tabela para coleta dos dados metabólicos

| nome arquivo | Tempo | FC | FC _{repouso} | velocidade |
|--------------|-------|----|-----------------------|------------|
| Preex | 6 min | | | |
| vel3 | 5 min | | | |
| vel3rep | 2 min | | | |
| vel1 | 5 min | | | |
| vel1rep | 2 min | | | |
| vel4 | 5 min | | | |
| vel4rep | 2 min | | | |
| vel5 | 5 min | | | |
| vel5rep | 2 min | | | |
| vel2 | 5 min | | | |

9.7 Apêndice F - Precisão da velocidade da esteira rolante

Foi realizada a comparação da velocidade indicada pelo monitor digital da esteira rolante com a velocidade realizada através da análise de vídeo. A avaliação dos resultados obtidos a partir do emprego da técnica de cinemetria foi realizada por meio do cálculo do erro relativo da velocidade.

A avaliação realizada iniciava com a filmagem de um marcador reflexivo colocado na cinta da esteira rolante. Existia um marcador reflexivo na parte lateral e posterior à esteira rolante, como indicador do número de voltas da cinta da esteira. O marcador reflexivo colocado na esteira rolante passava cinco vezes pelo marcador reflexivo indicador (figura 20). E assim o tempo foi determinado, sendo este a quantidade de frames durante o período citado acima.

Tendo em consideração que a velocidade foi calculada como na equação 24.

Para termos conhecimento da distância da equação acima realizamos a medida do comprimento da cinta da esteira. Através de uma fita métrica foi determinada a distância em metros da cinta da esteira. Tendo um comprimento total de 2,84m.

Para obtermos o tempo necessário para o marcador reflexivo da cinta da esteira percorrer as cinco voltas (determinado pelo marcador de referência indicador localizado na parte lateral e posterior da esteira), foi utilizado o software *Dvideow* para a contagem dos frames. O número total de frames era convertido para tempo em segundos através da multiplicação dos frames pelo período (0,02s).

A partir destas informações obtínhamos o erro relativo da velocidade realizando a subtração do valor da velocidade marcado no monitor da esteira pela velocidade calculada a partir da análise do vídeo. Esse cálculo foi realizado para as velocidades de 1 até 6 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ com incrementos de $1\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ (tabela 10). Para ser uma situação similar à coleta um sujeito com massa de ≈ 70 kg caminhou sobre a esteira nas diferentes velocidades (1, 2, 3, 4, 5 e 6 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$).

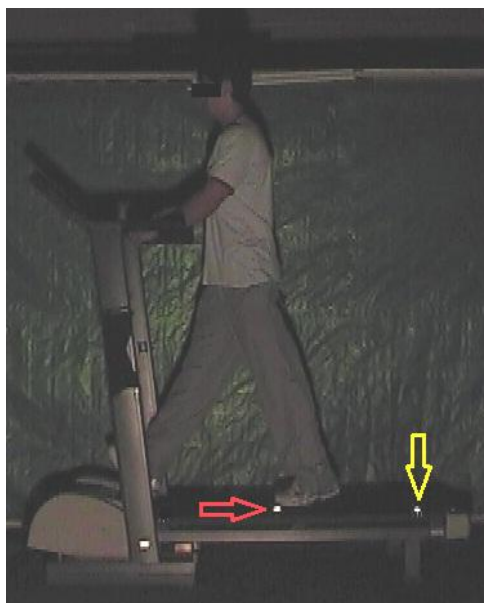


Figura 20: Coleta da velocidade real da esteira rolante. Diferentes velocidades de caminhada. Caminhada no plano. Setas amarelas: indicam a posição do marcador indicador. Setas vermelhas: indicam o sentido e deslocamento do marcador da esteira rolante.

Deste modo, o erro relativo da velocidade da esteira rolante foi de $0,02 \pm 0,01$ km.h^{-1} para o plano.

Tabela 10: Dados da coleta da velocidade real na esteira rolante. EP = sujeito caminhando na esteira no plano.

| Teste e Velocidade dada pelo Monitor da Esteira | Tempo em segundos para realizar as 5 voltas | Velocidade obtida pela Análise de Vídeo | Erro Relativo | Velocidade |
|---|---|---|---------------|--------------------|
| | | | | |
| Caminhada no Plano | | | | |
| EP 1 km.h^{-1} | 10,00 | 1,02 | 0,02 | km.h^{-1} |
| EP 2 km.h^{-1} | 4,90 | 2,09 | 0,04 | km.h^{-1} |
| EP 3 km.h^{-1} | 3,30 | 3,10 | 0,03 | km.h^{-1} |
| EP 4 km.h^{-1} | 2,50 | 4,09 | 0,02 | km.h^{-1} |
| EP 5 km.h^{-1} | 2,04 | 5,01 | 0,00 | km.h^{-1} |
| EP 6 km.h^{-1} | 1,70 | 6,01 | 0,00 | km.h^{-1} |
| | | Média: | 0,02 | |
| | | DP: | 0,01 | |

9.8 Apêndice G - Acurácia da reconstrução tridimensional

Segundo Nigg e Herzog (1994), uma importante etapa para o cálculo para obtenção dos parâmetros mecânicos é sua avaliação. Nesse sentido realizamos uma estimativa da acurácia da reconstrução tridimensional.

A avaliação dos resultados obtidos a partir da técnica de cinemetria foi realizada por meio do cálculo da acurácia (ANDRADE, ARAÚJO 2004; BARROS *et al*, 2006). A acurácia representa a dispersão de um conjunto de dados em relação a um valor esperado o assumido como verdadeiro. Segundo Araujo, Andrade e Barros (2005), quanto mais baixo o próximo do valor de zero for o valor da acurácia, mais os resultados obtidos da reconstrução espacial estarão próximos ou iguais ao valor esperado, garantindo assim uma maior confiabilidade dos dados obtidos.

Foi analisada a variação da distância entre dois marcadores que estavam posicionados nas extremidades de uma haste rígida (de madeira), esperando que a variação de seu comprimento ficasse próxima de zero. Na mensuração direta da haste rígida com os marcadores reflexivos posicionados, obtivemos o valor de 1,02 metros de comprimento, o qual foi mensurado com um estadiômetro.

Deste modo, o cálculo da acurácia do sistema de cinemetria foi realizado pela seguinte equação (41):

$$a^2 = b^2 + p^2$$

Equação 41

onde, a é a acurácia ou exatidão da medida; b é o bias ou o viés da medida, ou seja, é a diferença entre o valor médio do conjunto de medidas experimentais (cinemetria) e o valor esperado; p é a precisão da medida, ou seja, é a medida de dispersão de um conjunto de dados em relação ao seu valor médio calculado pelo desvio padrão das medidas experimentais.

Os resultados da tabela 11 demonstram a acurácia do sistema 3D:

Tabela 11: Descrição dos resultados para acurácia, bias, precisão e acurácia relativa:

| Movimentos | Acurácia (mm) | Bias (mm) | Precisão (mm) | Acurácia Relativa (%) |
|-------------|---------------|-----------|---------------|-----------------------|
| Movimento 1 | 8 | 5 | 6,2 | 0,78 % |
| Movimento 2 | 9,6 | 5 | 8,2 | 0,94 % |
| Movimento 3 | 13,3 | 4,5 | 12,5 | 1,30 % |
| Média | 10,3 | 4,8 | 9 | 1,01 % |
| DP | ±2,7 | ±0,3 | ±3,2 | ±0,27 % |

Movimento 1: no sentido vertical; movimento 2: no sentido horizontal; movimento 3: no sentido rotacional; DP: desvio padrão.

Deste modo, a média dos nossos resultados indicam: acurácia de 10,3 mm, precisão de 9 mm e bias de 4,8 mm. Deste modo a acurácia relativa à dimensão medida foi 1,01%. Segundo Barros *et. al.*, (1999) ao avaliar a diferença entre dois marcadores reflexivos em uma estrutura rígida, devem ser aceitáveis diferenças menores a 1% do valor medido.

Assim, como nossos resultados permaneceram próximos a 1% do valor medido, podemos afirmar que há confiabilidade dos dados obtidos a partir dos dados de cinemetria.

9.10 Apêndice I – Efeito da velocidade de caminhada no mecanismo pendular e custo de transporte de amputados transfemurais (artigo).

Esse artigo será submetido a revista: *Journal Applied Physiology*

Introdução

A locomoção humana é o resultado de um sistema complexo caracterizado por estruturas que geram torques e forças. Essas forças e torques geram o deslocamento do corpo no espaço e podem ser advindos de forças externas e internas e, apesar de sua complexidade, a locomoção é modelada como um sistema capaz de minimizar o dispêndio energético dos músculos através de um modo de transformação de energia cinética do centro de massa em potencial gravitacional e vice-versa. Este mecanismo minimizador de energia é denominado pendular (pêndulo-invertido, CAVAGNA; KANEKO, 1977). Restrições do ambiente e estruturais podem limitar a capacidade do organismo em utilizar a transdução pendular, com repercussões diretas no custo de transporte (Joules por metro percorrido e por quilograma de massa, PEYRÉ-TARTARUGA, 2008).

O modelo do pêndulo invertido caracteriza-se pela oposição de fase das energias mecânicas. Essa troca que ocorre entre as energias é denominada *Recovery*. A reconversão entre as energias em seres humanos não atinge 100% (atinge valores próximos a 60%), e o restante de energia que não é reconvertido deve ser suplementado pela energia metabólica advinda dos músculos.

Em sujeitos com restrições físicas (como o caso de amputados) essa reconversão possui valores menores quando comparado a sujeitos sem restrições físicas, sugerindo que esse mecanismo minimizador de energia possa estar alterado nesses sujeitos, por motivos que podem envolver a escolha da velocidade auto selecionada (DETREMBLEUR *et al.*, 2005).

Quanto mais proximal o nível da amputação, maior será o consumo energético na caminhada (WATERS; PERRY, 1976). Tanto o nível da amputação quanto o material protético escolhido incidem na dinâmica da caminhada, com repercussão direta no custo energético da locomoção (TONON *et al.*, 2005; BONA *et al.*, 2008). O dispêndio energético líquido necessário para locomover o sujeito em uma determinada distância é denominado custo de transporte – C. Em sujeitos sem restrições físicas o C apresenta uma forma de “U”, com um mínimo na velocidade ótima (que normalmente coincide com a VAS) que varia de 4 a 4,5 km.h⁻¹ (MIAN, 2006; WILLEMS 1994). Porém amputados transfemurais possuem uma VAS abaixo da velocidade ótima (DETREMBLEUR *et al.*, 2005; JAERGS *et al.*, 1995, SJÖDAHL *et al.*, 2002). Além disso, apresentam valores para C maiores, quando comparados, na mesma velocidade, com sujeitos sem restrições. Isto também pode estar relacionado a variabilidade dos parâmetros cinemáticos, ou seja, menor estabilidade dinâmica (estudado pelo coeficiente de variação – COV, HAUSDORFF *et al.*, 2005), contribuindo para uma maior co-contração. Sujeitos que mudam o padrão de caminhada (como os amputados) geram maior co-contração dos músculos resultando no elevado custo energético (ORTEGA; FARLEY, 2005). Essa co-contração encontrada é necessária para manter a estabilidade principalmente em situações de assimetrias do padrão locomotor, sugerindo maior controle motor para manutenção da postura ereta durante a caminhada (GRANATA; WILSON, 2001). Essas duas alterações (variação da posição do CM e maior co-contração muscular) também geram maior consumo energético durante a caminhada nessas velocidades e influenciam o C. Muitos estudos tratam de aspectos biomecânicos da locomoção de amputados (WATERS; PERRY, 1976; BOONSTRA *et al.*, 1996; BUCKLEY *et al.*, 1997 SCHMALZ *et al.*, 2002), mas sem uma análise que envolvam aspectos biomecânicos relacionados com os de energia. De fato, informações sobre parâmetros tais como eficiência e custo mecânico são escassos na

literatura. Da mesma forma, do ponto de vista energético existem poucos estudos com amputados que analisaram a energia mecânica (CAVAGNA; KANEKO, 1977).

O objetivo do estudo foi comparar e associar os efeitos de diferentes velocidades de locomoção no *Recovery*, no *C*, na *Eff*, no *R_{int}* e na estabilidade dinâmica em indivíduos amputados transfemorais protetizados de membro inferior.

Materiais e Métodos

População

Participaram do estudo 10 amputados transfemorais de origem traumática (9 homens e 1 mulher), os sujeitos utilizavam a prótese de 10 meses a 24 meses (média 17 meses), foram selecionados em uma clínica de reabilitação de amputados. Os critérios de inclusão foram: pacientes adaptados à prótese, com nível transfemural de amputação, com encaixe a vácuo ou por silicone, com joelhos protéticos (controle hidráulico), pé em fibra de carbono, com idade, peso e altura similares, sem lesões ou pressão excessiva no membro residual, treinados para caminhar na esteira rolante, sem desordens neurológicas e sem dificuldades de compreensão. Na tabela 1 são apresentadas as características antropométricas dos participantes. O estudo foi aprovado pelo comitê de ética do local da pesquisa. Todos os indivíduos foram informados a respeito dos possíveis desconfortos da avaliação de caminhada, assinaram o termo de consentimento e participavam voluntariamente.

Tabela 1: Dados gerais dos sujeitos com valores médios e desvio-padrão de idade, massa, estatura, comprimento de membros inferior e comprimento do membro residual.

| amputados | Sexo | idade (anos) | Lado | massa (kg) | estatura (cm) | comp MI (cm) | comp M res (cm) |
|-----------------------------|------|----------------|------|------------|---------------|----------------|-----------------|
| 1 | M | 34 | E | 59 | 186 | 89 | 28 |
| 2 | M | 35 | E | 86 | 190 | 92 | 33 |
| 3 | M | 25 | E | 97 | 180 | 90 | 32,5 |
| 4 | M | 29 | D | 70 | 187 | 87 | 29,5 |
| 5 | M | 25 | D | 72 | 180 | 85 | 44 |
| 6 | M | 26 | D | 88 | 182 | 85 | 24 |
| 7 | M | 34 | E | 85 | 185 | 95 | 31 |
| 8 | M | 25 | D | 51 | 160 | 82,5 | 26 |
| 9 | M | 35 | E | 61 | 169 | 78 | 36 |
| 10 | F | 35 | E | 64 | 162 | 80 | 30 |
| | | | | $73,3 \pm$ | $178,1 \pm$ | | |
| $\bar{x} \pm$ desvio padrão | | $30,3 \pm 4,7$ | | 15,0 | 10,7 | $86,8 \pm 5,5$ | $31,5 \pm 6,3$ |

Lado é referente ao lado esquerdo (E) ou direito (D) do corpo em que ocorreu a amputação, comp MI é o comprimento do membro inferior, comp M res é o comprimento do membro residual.

Componentes Protéticos

Todos os sujeitos utilizaram seus componentes protéticos usuais. O apoio protético era do tipo CAT-CAM (com contenção isquiática). Esse apoio era combinado com um joelho com controle hidráulico e um pé em fibra de carbono. A qualidade do alinhamento da prótese ortopédica foi avaliada por um técnico em prótese experiente. O procedimento para o alinhamento seguiu como realizado na prática clínica, descrito em detalhes por Sin *et al.* (2001). Após foi realizada uma avaliação do alinhamento com o paciente em ortostase. O alinhamento final foi obtido após uma avaliação subjetiva do padrão de caminhada.

Análise da caminhada

O protocolo teve início com a mensuração do consumo de oxigênio (VO_2) de repouso em pé durante 6 min. Após foi determinada a VAS (no solo) sendo explicada aos sujeitos como ocorre a escolha desta velocidade, com as seguintes características: como a mais confortável (utilizada no seu dia a dia) e a normalmente escolhida para ser mantida durante um longo trajeto. Através de uma distância conhecida os sujeitos caminharam em sua VAS (de forma subjetiva) e o pesquisador cronometrou o tempo do deslocamento do sujeito. Desta forma tendo a distância e o tempo sabe-se a VAS do sujeito no solo. Após, essa velocidade foi testada na esteira rolante (marca *BH fitness - Explorer ProAction*). Com a informação da VAS na esteira rolante foram definidas as outras quatro velocidades (MURTAGH *et al.*, 2002). As velocidades foram ordenadas de modo aleatório. Determinada a VAS, foram definidas duas velocidades acima (+ 0,5 km.h⁻¹ da VAS; + 1 km.h⁻¹ da VAS) e duas velocidades abaixo da VAS (- 0,5 km.h⁻¹ da VAS; - 1 km.h⁻¹ da VAS) (MURTAGH *et al.*, 2002).

O primeiro e o segundo minuto eram para o indivíduo se familiarizar com a esteira. Durante o terceiro minuto de caminhada era realizada a coleta de dados através de cinematria (tridimensional) com frequência de amostragem de 50 Hz (quatro câmeras de vídeo - JVC GR-DVL 9800 – JVC Company of America, Wayne, New Jersey, USA, quatro holofotes, um calibrador tridimensional *Peak Performance - Peak Performance Technologies Inc., Englewood, USA*). Durante o terceiro e quarto minuto era realizada a análise de gases (modelo VO 2000 da *Inbramed - St. Paul, EUA*). O sujeito somente reiniciou a próxima velocidade a partir da observação do pesquisador aos seguintes critérios: frequência cardíaca do indivíduo abaixo de 100 bpm, se esta se manteve abaixo de 100 bpm foi estabelecido um intervalo de 3 min; Também foi observado os valores de VO_2 , o sujeito somente reiniciava a próxima velocidade na esteira quando o VO_2 estivesse próximo do valor de VO_2 pré exercício (ROTSTEIN *et al.*, 2005).

Para a análise dos movimentos foram utilizados 18 marcadores reflexivos (14 mm) dispostos em locais anatômicos específicos. Para o membro inferior: quinto metatarso, maléolo lateral, côndilo lateral, trocânter maior, crista ilíaca, sacro. Para os membros superiores e cabeça: processo estilóide da ulna, epicôndilo lateral, 4cm lateral ao acrômio, fossa temporal, (ZATSIORSKY, 1998). Para a perna protética, os marcadores reflexivos localizados no joelho e tornozelo foram posicionados sobre o centro de rotação dos componentes, depois de removida a luva estética (DETREMBLEUR *et al.*, 2005).

Através das imagens obtidas foram realizadas a reconstrução tridimensional das coordenadas de cada marcador reflexivo durante dez ciclos de passos. Para análise de movimento foi utilizado o sistema *Dvideow* (Laboratório de Biomecânica – Instituto de Computação - UNICAMP, Campinas, Brasil).

Os dados da reconstrução tridimensional foram inseridos em uma rotina criada no *Matlab 7.1 (Mathworks, Inc, USA)*. Nessa rotina foram anexadas fórmulas que calculam o trabalho mecânico externo, trabalho mecânico interno, trabalho total, *Recovery*, transdução pendular (R_{int}) trabalho mecânico vertical, trabalho mecânico horizontal, comprimento da passada, *C*, *Eff*, potência mecânica (\dot{W}).

Os cálculos realizados serão abordados a seguir. A locomoção foi analisada através do comportamento do centro de massa corporal (CM), o qual é determinante para o cálculo das energias mecânicas fundamentais: energia potencial gravitacional e energia cinética (MINETTI *et al.*, 1994), demonstradas pelas equações que seguem:

$$E_p = mgh$$

$$E_k = \frac{mv^2}{2}$$

onde E_p é a energia potencial, E_k é a energia cinética, m é massa (kg), g é aceleração da gravidade ($9,81 \text{ ms}^{-2}$), h é a posição vertical (m) e v é velocidade do centro de massa corporal (m.s^{-1}).

Quanto a E_K o Teorema de König afirma que um sistema multiarticulado pode ser dividido em duas partes: $E_{k,int}$ (energia cinética interna proporcional à velocidade translacional e rotacional dos segmentos em relação ao CM) e $E_{k,ext}$ (energia cinética externa proporcional à velocidade translacional do CM em relação ao ambiente). O cálculo do trabalho mecânico total (W_{tot}), necessário para sustentar a locomoção, é definido pelo somatório dos módulos de trabalho mecânico interno positivo (W_{int}), que é o trabalho realizado para acelerar os segmentos corporais em relação ao CM (incrementos positivos de $E_{k,int}$) e o trabalho mecânico externo positivo (W_{ext}), que é o trabalho realizado para elevar e acelerar o CMC em relação ao ambiente externo (incrementos positivos da energia mecânica externa, $E_{ext} = \text{Energia potencial} + E_{k,ext}$) (CAVAGNA; KANEKO, 1977; WILLEMS *et al.*, 1995). Todos os resultados de trabalho mecânico são normalizados pela massa corporal e distância percorrida.

O W_{int} constitui 25 a 40% do W_{tot} , e é dependente dos seguintes parâmetros inerciais: (i) raio de giração segmentar, (ii) centro de massa segmentar e (iii) massa segmentar. O W_{int} foi calculado através dos dados cinemáticos, onde o corpo é dividido em segmentos rígidos: cabeça, membros superiores, tronco, coxas, pernas e pés.

O grau de intercâmbio das energias mecânicas do CM (energia cinética horizontal e potencial gravitacional) acontecem em oposição de fase como foi descrito por Cavagna e colaboradores (1976) e é denominado como *Recovery* que quantifica a energia que pode ser salva em um sistema em movimento como em um pêndulo. Ele reflete a eficiência do mecanismo pendular:

$$R(\%) = 100 \frac{W_f + W_v - W_{ext}}{W_f + W_v}$$

onde W_f é trabalho mecânico externo horizontal, W_v é trabalho mecânico externo vertical e W_{ext} é trabalho mecânico externo.

Para análise da Transdução Pendular – $R_{int}(t)$ - foi calculado a partir do valor absoluto do tempo derivado de E_p , E_k e E_{tot} no intervalo de tempo contido entre dois ou mais picos (ou vales) das curvas da E_p . O valor cumulativo de energia recuperada, $R_{int}(t)$, resultando da transdução instantânea de $E_k - E_p$, será determinado na área abaixo do $r(t)$ registrado, dividida pelo período do passo (CAVAGNA; WILLEMS *et al.*, 2002).

$$R_{int}(t) = \left(\int r(u) du \right) / T$$

Onde: r é o *Recovery* instantâneo, u é instante de tempo du é derivada do tempo, T é o período do passo.

Para o cálculo de potência mecânica total, \dot{W} , foi utilizada a seguinte equação:

$$\dot{W} = W_{tot} \times v$$

onde W_{tot} é a somatório dos módulos de W_{int} e W_{ext} e v é a velocidade.

O percentual de *Eff* foi determinado com a equação:

$$Eff(\%) = \frac{\dot{W}}{\dot{E}}$$

onde é a (\dot{W}) potência mecânica e \dot{E} é a potência metabólica.

Para a avaliação da estabilidade dinâmica foi considerada a variabilidade dos parâmetros espaço temporais durante a caminhada. Assim, foi avaliada pelo coeficiente de variação das seguintes variáveis: CP e tempo da passada (obtidas dos dados cinemáticos) (HAUSDORFF *et al.*, 2001b).

Para a análise da variáveis metabólicas foi realizada a média dos valores de VO₂ relativo foram subtraídos pelo valor do VO₂ pré exercício (em ortostase – Equação 21),

$$P_{met} = VO_{2exe} - VO_{2rep}$$

Após, convertidos para Joules (J) usando um equivalente energético segundo um quociente respiratório de 20,1 J.ml⁻¹ (BLAXTER, 1989). Dividido pelo tempo da atividade. Posteriormente, foi dividido pela velocidade em m.s⁻¹ e com este procedimento obtemos os dados do custo de transporte em J.kg⁻¹.m⁻¹.

$$C = \frac{\dot{E}}{v}$$

onde \dot{E} é a potência metabólica convertida para a unidade de J.kg⁻¹.m⁻¹ durante o exercício. E v é a velocidade de caminhada (m s⁻¹) para percorrer uma distância determinada.

Análise Estatística

Para determinar a normalidade da distribuição dos grupos foi realizado o teste de normalidade de (*Shapiro-Wilks*) e de homogeneidade das variâncias (*Levene*). Os dados são paramétricos. Desta forma, para testar os efeitos da velocidade e da amputação foi realizada ANOVA multifatorial e utilizado o teste *post hoc* de *Tukey* para localizá-los. Para correlacionar estabilidade com o *Recovery*, *Eff* e *C* foi realizado o teste de correlação de *Pearson* (VINCENT, 2005; FIELD, 2005). O nível de significância adotado $\alpha = 0,05$. Os testes estatísticos foram aplicados no programa estatístico SPSS (*Statistical Package for Social Sciences*) versão 17.0.

Resultados

As figuras abaixo ilustram o comportamento do W_{tot} , W_{ext} , W_{int} , R_{int} (J.kg⁻¹.m⁻¹), *Recovery* e *Eff* (%) em função da velocidade (km.h⁻¹). As velocidades serão apresentadas de acordo com a realização do protocolo para escolha da velocidade. Definida a velocidades auto selecionada (VAS) 0,5 km.h⁻¹ acima e abaixo da vas e 1 km.h⁻¹ acima e abaixo da vas. A média da vas foi $2,95 \pm 0,47$ km.h⁻¹, a menor e a maior velocidade escolhida foi de 1 km.h⁻¹ e 4,5 km.h⁻¹.

O W_{tot} e W_{ext} (figura 1) não apresentaram diferenças entre as velocidades, o primeiro e o segundo apresentaram um comportamento linear.

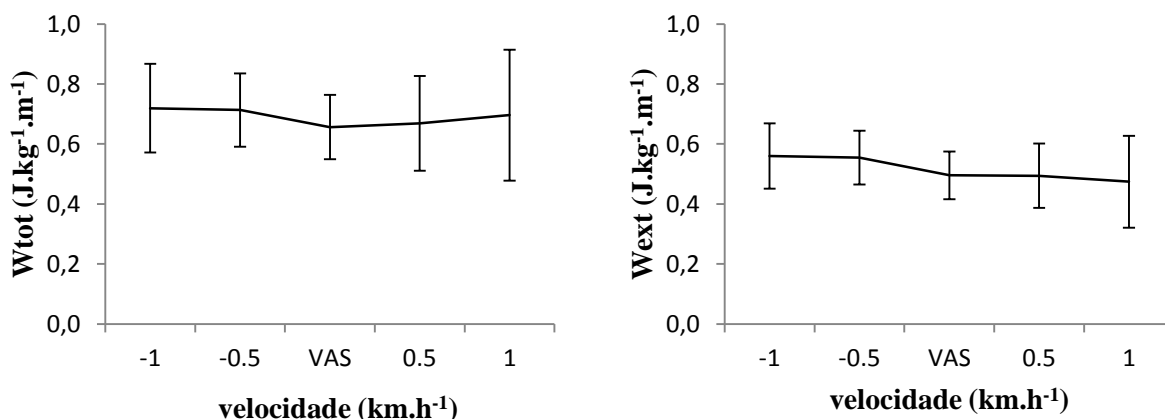


Figura 1: Comportamento do trabalho mecânico total (W_{tot}) e trabalho mecânico externo (W_{ext}) ao longo das velocidades escolhidas.

Os resultados acima não apresentaram diferença significativa ($p < 0,05$).

O W_v apresentou diferença entre as velocidades -1 e +0,5 e +1, entre a -0,5 e +1. Para o W_f houve diferença entre -1 e +1, e entre -0,5 e +1. Para o W_{int} houve diferença entre a primeira velocidade escolhida e a última (figura 2).

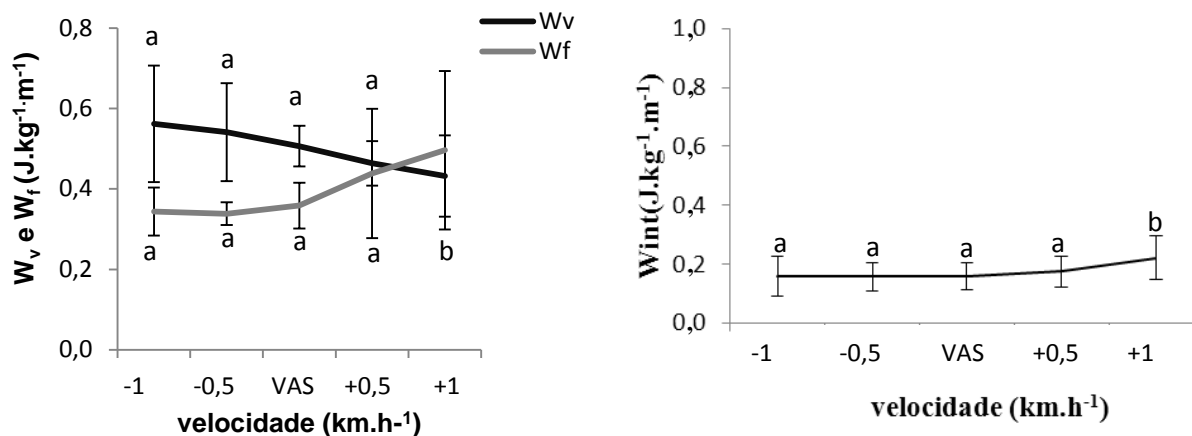


Figura 2: Comportamento do trabalho mecânico vertical (W_v), do trabalho mecânico horizontal (W_f) e do trabalho mecânico interno (W_{int}), ao longo das velocidades escolhidas. Letras diferentes representam diferença significativa entre as velocidades.

O *Recovery* mostrou-se diferente entre as velocidades -1,+0,5 e +1 e entre as velocidades -0,5,; +0,5 e +1. O R_{int} apresentou diferença entre a velocidade -0,5 e a velocidade +1 como apresentado na figura (3) abaixo ($p < 0,05$).

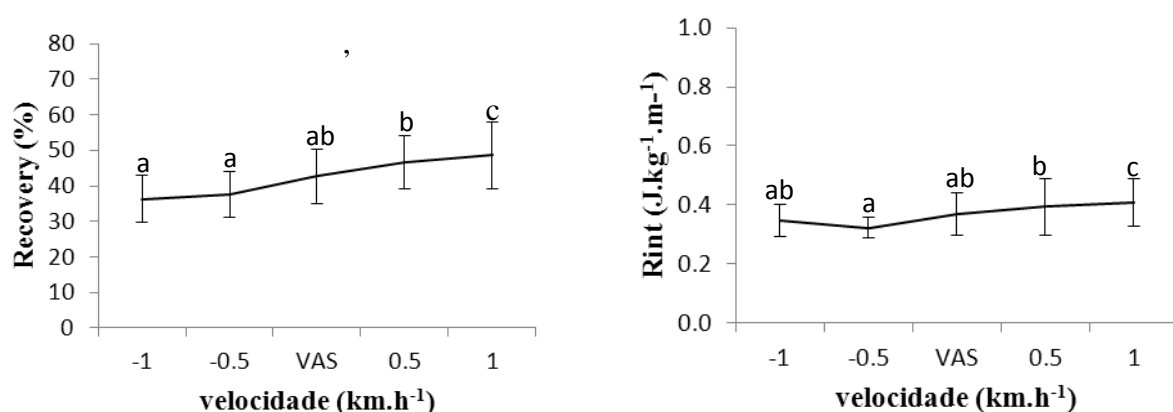


Figura 3: Comportamento do *Recovery* e da transdução pendular (R_{int}) ao longo das velocidades escolhidas.

Comparação entre W_{int} (com adaptação da tabela antropométrica para membro protético e sem adaptação desta – figura 13): Houve diferença significativa entre as duas formas de cálculo do trabalho mecânico interno, em todas velocidades.

O custo de transporte foi diferente entre as velocidades -1, VAS, +0,5 e +1. Já a potência metabólica (\dot{E}) apresentou diferença entre a -1 e a +1 e entre as velocidades -0,5 e +1 (figura 4).

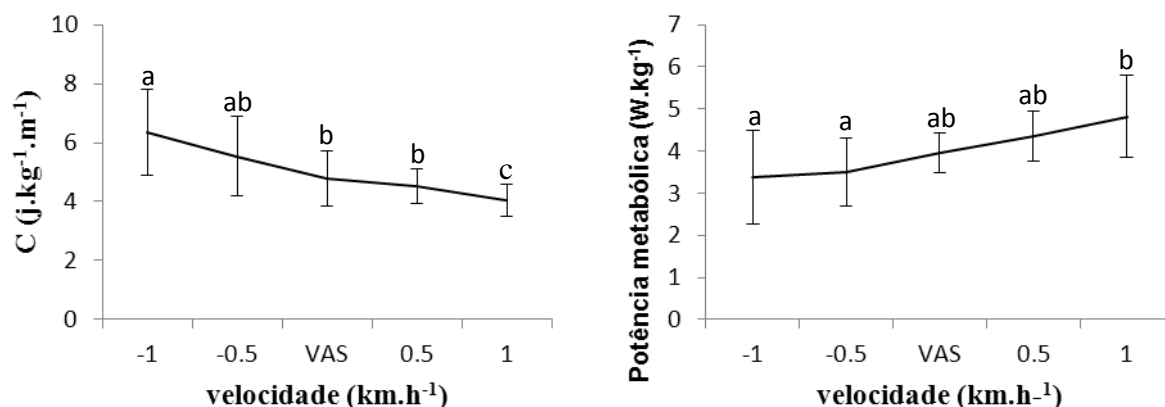


Figura 4: Comportamento do custo de transporte (C) e Potência metabólica (\dot{E}) ao longo das velocidades escolhidas. Letras diferentes representam diferença significativa entre as velocidades ($p < 0,05$).

A eficiência mecânica (Eff) apresentou diferença entre as velocidades -1; +0,5 e +1 (figura 5).

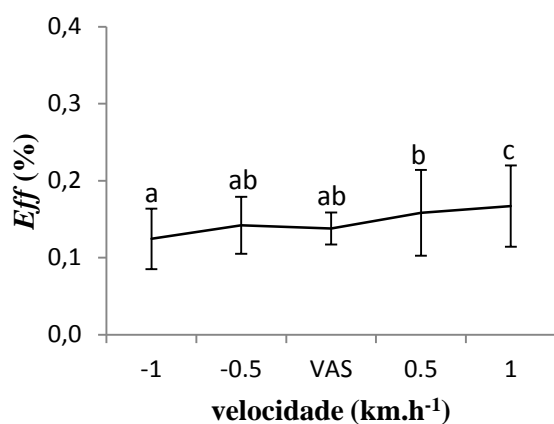


Figura 5: Comportamento da eficiência mecânica (Eff) ao longo das velocidades escolhidas. Letras diferentes representam diferença significativa entre as velocidades ($p < 0,05$).

Para o COV CP houve diferença entre as três primeiras velocidades (-1; -0,5 e VAS) e as duas últimas (0,5 e 1). E para o COV tP houve diferença entre todas as velocidades analisadas (figura 6).

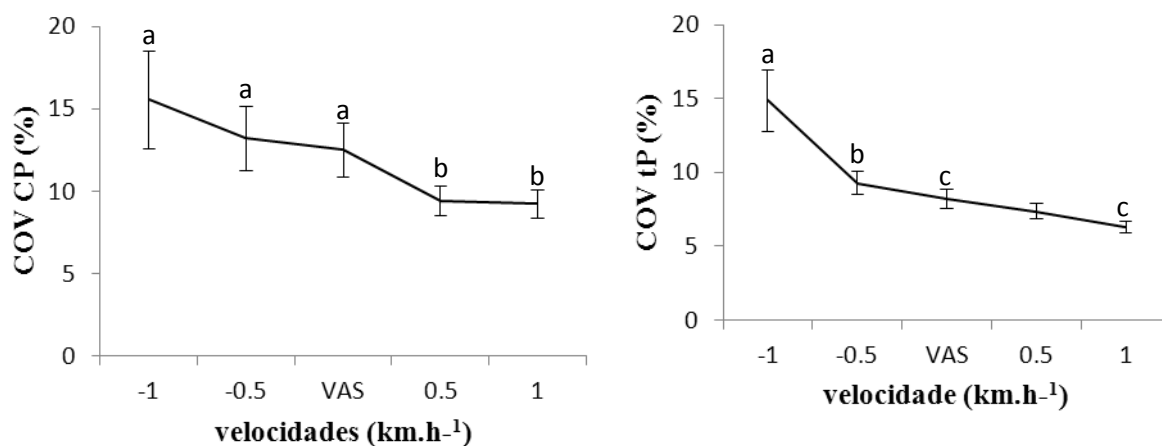


Figura 6: Comportamento do coeficiente de variação do comprimento da passada (COV CP) e do coeficiente de variação do tempo da passada (COV tP) ao longo das velocidades escolhidas. COV CP: coeficiente de variação do comprimento da passada; COV tP: coeficiente de variação do tempo de passada. Letras diferentes representam diferença significativa entre as velocidades ($p < 0,05$).

A correlação de Pearson se mostrou moderada entre o COV do CP e o Recovery, C e . E fraca para o COV do CP e a Eff. Já para o COV do tP todas as variáveis se mostraram fracas (figura 7).

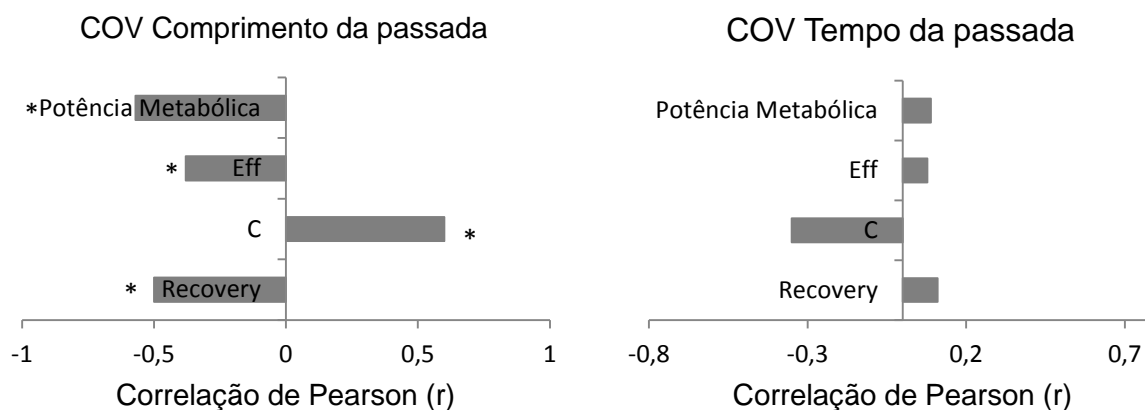


Figura 721: Correlação de *Pearson* (r), intensidade do r e valor do p encontrado para as variáveis: *Recovery*, custo de transporte, eficiência mecânica, potência metabólica, coeficiente de variação do comprimento da passada e coeficiente de variação do tempo da passada. C é o custo de transporte, *Eff* é a eficiência mecânica, e a potência metabólica; COV é o coeficiente de variação do comprimento da passada e do tempo da passada. Correlação de *Pearson* (r), a intensidade do r encontrado e valor do p (VINCENT, 2005).

Discussão

De acordo com a suposição prévia, verificamos que o C de amputados transfemurais (figura) é menor, ou seja, apresenta maior economia de caminhada na velocidade acima da VAS (na maior velocidade de caminhada durante o teste na esteira rolante, +1km.h⁻¹). Do

mesmo modo, a reconversão entre as energias mecânicas (potencial e cinética), denominado *Recovery* (figura), obteve maior percentual na maior velocidade de caminhada durante o protocolo. Ainda, pode ser observado que a maior estabilidade dinâmica – denominada pelo menor coeficiente de variação (do CP e do tempo da passada – figura) ocorreu na mesma velocidade em que os parâmetros citados acima aconteceram. A $V_{ótima}$ dos sujeitos participantes é acima da velocidade escolhida como confortável para sua caminhada.

Em estudo anterior (DETREMBLEUR *et al.*, 2005) os autores analisaram o *Recovery* em diversas velocidades mas cada sujeito realizou o teste na sua VAS. Também encontraram maior reconversão das energias mecânicas nos sujeitos que atingiam as maiores velocidades, sendo essas próximas às velocidades escolhidas por sujeitos sem restrições físicas e, conseqüentemente semelhante à $V_{ótima}$ de caminhada. Assim como o *Recovery*, o R_{int} apresentou o mesmo padrão (CAVAGNA *et al.*, 2002). A taxa de transdução instantânea pendular, R_{int} , determina a reconversão quadro a quadro entre as energias mecânicas. Em sujeitos sem amputações os maiores valores para o R_{int} (61 %) ocorrem em velocidades intermediárias (4-4,5 km.h⁻¹). Porém, para amputados transfemorais o R_{int} máximo corresponde a 41% na maior velocidade realizada durante o protocolo. Os dados de *Recovery* e R_{int} não apresentaram a característica de “U” invertido, onde a maior reconversão ocorre em velocidades intermediárias (4-4,5 km.h⁻¹) como as encontradas em sujeitos sem amputações. As características dos dados encontrados apresentam maior reconversão entre as energias mecânicas na maior velocidade adotada. Com a otimização desse sistema de reconversão, menos energia metabólica é necessária para manter a caminhada.

O menor valor de C encontrado foi na maior velocidade de progressão dos sujeitos (acima da VAS). O C foi 3 vezes maior que em normais nas velocidades baixas (2 km.h⁻¹) e 2 vezes maior na velocidade intermediária (próximo da $V_{ótima}$), concordando com os achados de estudo prévio (MIAN *et al.*, 2006; WILLEMS *et al.*, 1995). Em sujeitos sem restrições físicas, o C em função da velocidade apresenta um formato de “U”, e este não foi encontrado no nosso estudo. Provavelmente os amputados realizam a caminhada na zona descendente da curva de C. Amputados transfemorais apresentam menor dispêndio energético por metro percorrido quanto maior a velocidade adotada na caminhada. Nossos resultados sugerem que o C próximo de normais pode ser obtido através do aumento da VAS adotada pelos pacientes. Essa hipótese é de relevância clínica, uma vez que já foi demonstrado que é possível aumentar a VAS em pacientes amputados após treinamento em esteira e um programa de reabilitação apropriado (SJÖDAHL, 2002).

A VAS adotada pelos amputados transfemorais exerce influência na eficiência do mecanismo pendular (*Recovery*). Quando a velocidade aumenta, são realizados passos maiores, o deslocamento vertical e a E_p do CM aumentam e, concomitantemente, a E_k do CM aumenta. Assim o aumento da velocidade promove uma melhora na eficiência do mecanismo pendular na caminhada, através de uma maior reconversão entre as energias mecânicas do CM.

O menor C e o maior *Recovery* na velocidade mais alta, mostram que a VAS dos indivíduos não é a de maior economia de caminhada. De fato, na maior velocidade (mais econômica), foram encontrados os menores valores de W_{ext} . Em baixas velocidades ocorre maior deslocamento vertical (maior trabalho mecânico vertical) e menor deslocamento horizontal (menor trabalho mecânico horizontal) do CM contribuindo para um maior dispêndio energético e conseqüente aumento do C. E a medida que a velocidade aumenta, o deslocamento vertical diminui e o horizontal aumenta, mantendo-se harmônicos e deste modo, contribuindo para um mecanismo pendular mais eficiente bem como colaborando para um menor W_{ext} e C. Estes valores são maiores do que em sujeitos normais (Cavagna *et al.*, 1976; Mian *et al.*, 2006). Apesar dos valores maiores de C e W_{ext} , os amputados transfemorais apresentam comportamento parecido aos dos sujeitos sem restrições, com o W_{ext} e C

diminuindo e o *Recovery* aumentando conforme o aumento da velocidade, até a maior velocidade realizada (aproximadamente $4 \pm 0,5 \text{ km.h}^{-1}$). Em indivíduos sem restrições os valores de W_{ext} e C aumentam e o *Recovery* diminui (CAVAGNA 1976, WILLEMS 1995) a partir de uma velocidade intermediária ($4-4,5 \text{ km.h}^{-1}$) enquanto que amputados transfemurais não atingem essas velocidades.

O W_{int} aumenta com o aumento da velocidade de forma significativa, assim como o encontrado para sujeitos sem amputações (MIAN, 2006; WILLEMS 1994). Com o aumento da velocidade há um incremento do trabalho necessário para acelerar os segmentos corporais em relação ao CM justificando o aumento do W_{int} . Os valores encontrados para esse dado são pequenos quando comparados aos do W_{ext} e W_{tot} , sendo assim as diferenças entre normais e amputados encontradas no *Recovery* e C não seriam explicadas pelo W_{int} . O W_{int} será abordado posteriormente na seção 7.3 Trabalho Mecânico.

Outro dado que corrobora com nossa hipótese central é a *Eff* que obteve maior valor na maior velocidade de caminhada. Essa capacidade de conversão de energia química em energia mecânica é definida como eficiência mecânica (CAVAGNA & KANEKO, 1977). A *eff* é dependente da velocidade de locomoção, como esperado de acordo com às propriedades contráteis dos componentes musculares. O valor máximo de *Eff* em indivíduos sem amputações fica próximo de 35-40% em velocidades intermediárias de acordo com a relação força-velocidade (HILL, 1964). Porém os valores encontrados nos sujeitos dessa pesquisa foram mais baixos aos dos sujeitos sem amputações (atingindo um máximo de 17% na maior velocidade).

O membro inferior amputado não possui as articulações do joelho e do tornozelo, os quais auxiliariam na *Eff* pela presença de efeitos contráteis e minimização de energia na unidade músculo-tendão flexor plantar através da ação de “catapulta” (“*catapult action*” - mecanismo que pode gerar a utilização da energia elástica durante um lento alongamento e um rápido encurtamento, proposto por Ishikawa *et al.* (2005)). A alta tecnologia envolvida na estrutura e funcionamento do pé em fibra de carbono busca reproduzir a ação do tornozelo humano. Todavia, os resultados mostram que o uso deste componente protético não influencia de forma significativa o dispêndio energético e a *Eff* em velocidades intermediárias. Assim, os sujeitos apresentam em somente um dos membros inferiores as interações entre os fascículos musculares e tecido tendinoso que desempenham um papel econômico importante no processo de armazenagem e liberação de energia elástica justificando os valores baixos de *Eff*.

Segundo Hausdorff *et al.* (2005) os parâmetros que melhor predizem a estabilidade dinâmica são o coeficiente de variação do tempo e do CP. Ambos os parâmetros obtiveram menores valores no presente estudo (menor COV) na maior velocidade realizada, demonstrando que a estabilidade de caminhada de amputados é maior nas maiores velocidades de progressão.

A estabilidade dinâmica sofreu influência significativa da velocidade de caminhada, diminuindo o COV de tempo e de CP conforme o acréscimo de velocidade. Um dos motivos que nos levaram a analisar a estabilidade dinâmica nesta amostra foi para tentar encontrar um possível mecanismo que explicasse a escolha por uma baixa velocidade auto selecionada em amputados, mas no presente estudo foi observado que a estabilidade foi maior nas velocidades acima da VAS.

Assim, os parâmetros mecânicos e energéticos são otimizados (maior estabilidade dinâmica, maior reconversão de energias mecânicas e menor dispêndio energético por metro percorrido), em velocidades acima da VAS dos amputados transfemurais.

A medida de relação, apresentada pela correlação de Pearson, mostrou moderada correlação positiva do COV do CP com o C e moderada correlação negativa com o *Recovery* e potência metabólica. Quanto menor o coeficiente de variação do CP, menor foi o dispêndio energético do sujeito por metro percorrido. Concordando com o menor dispêndio energético

encontrado, notamos que a reconversão entre as energias mecânicas é maior quanto menor a variabilidade do CP. O Recovery teve uma relação com a variabilidade do CP provavelmente devido ao efeito da velocidade de progressão, mas para futuros estudos poderia ser investigada uma provável influência da elevação do quadril do lado protetizado (CZERNIECKI; GITTER; MUNRO, 1991; SEROUSSI et al., 1996) e, conseqüentemente do CM, em baixas velocidades (onde o Recovery é menor).

Outro estudo (JORDAN et al., 2007) que avaliaram o COV na caminhada (para o CP e tempo da passada) em diferentes velocidades, observaram que existe uma curva em forma de “U”, onde o menor COV (do CP: 5,95%, JORDAN et al., 2007; do tempo da passada: 3,01%, HAUSDORFF et al., 2004) é encontrado na VAS ou Vótima em indivíduos sem restrições físicas. De modo geral, indivíduos com restrições neurológicas: Parkinson (HAUSDORFF et al., 2003), com desordens de depressão e bipolar (HAUSDORFF et al., 2004), indivíduos idosos com histórico de quedas frequentes (MBOUROU et al., 2003), apresentam um COV maior do que indivíduos sem restrições na VAS (abaixo da Vótima), como o COV encontrado em nossos resultados (COV do CP: 12,5%, COV do tempo da passada: 8,2%).

A variabilidade dos parâmetros analisados é considerado um índice de estabilidade dinâmica (BEAUCHET et al., 2006). A automaticidade e ritmicidade da caminhada sugerem que há uma reprodução de um movimento coordenado dos membros passada a passada sugerindo que é obtido uma estabilização do movimento. Outros estudos mostram que uma baixa variabilidade dos parâmetros cinemáticos reflete em um movimento espontâneo, com bom controle e uma caminhada segura (DUBOST 2006; MAKI BE. 1997), enquanto uma alta variabilidade indica instabilidade e maior risco de queda (MAKI BE. 1997 HAUSDORFF, 2001).

Outra população que apresenta grande instabilidade, VAS relativamente baixa e elevado C na caminhada são os idosos. Mian et al. (2006) hipotetizaram que o aumento da instabilidade nos idosos induz a maiores contrações musculares durante a caminhada aumentando o C. Além desta maior ativação descrita, pode ocorrer uma co-ativação da musculatura antagonista, o que pode aumentar substancialmente o C. Esse aumento está relacionado a um mecanismo compensatório para aumentar a rigidez articular e assim melhorar a estabilidade (HORTOBAGYI, DEVITA 2000). Se assumirmos que o aumento de co-ativação é uma estratégia para o aumento da estabilidade, é possível esperar uma associação similar entre a instabilidade de caminhada e C (MIAN et al., 2006).

Considerações Finais

As variáveis cinemáticas e metabólicas analisadas neste estudo encontram seus valores otimizados e mais econômicos, respectivamente, na maior velocidade realizada, acima da VAS. Quanto maior a velocidade maior o *Recovery*, o R_{int} , a *Eff*, e menor o C. Além disso, foi observado que a maior estabilidade dinâmica também ocorreu nessa maior velocidade de caminhada, ou seja, a medida que os amputados aumentam a velocidade, possuem maior estabilidade dinâmica. Assim, os resultados são de grande relevância clínica e mostram que a velocidade de caminhada deve ser enfatizada no período de reabilitação e que esta pode servir como parâmetro de evolução durante esta fase

Referências Bibliográficas

- BONA, R.L.; ALDABE, D.; RIBEIRO, J.L. Avaliação do gasto energético em pacientes amputados de membro inferior protetizados. *Arq Sanny Pesq Saúde*, 2, 98-108, 2008.
- BLAXTER, K. Energy metabolism in animals and man. Cambridge, UK: Cambridge University Press: 336p, 1989.
- BOONSTRA, A.M.; SCHRAM, J.M.; EISMA, W.H. Gait analysis of transfemoral amputee patients using prostheses with two different knee joints. *Arch Phys Med Rehabil*, 77, 515-20, 1996.

- CAVAGNA, G.A.; SAIBENE, F.P.; MARGARIA, R. External work in walking. *J Appl Physiol*, 18, 1-9, 1963.
- CAVAGNA, G.A.; THYS, H.; ZAMBONI, A. The sources of external work in level walking and running. *J Physiol*, 262, 639-657, 1976.
- CAVAGNA, G.A.; KANEKO, M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. *J Physiol*, 268, 467-481, 1977.
- CAVAGNA, G.A.; WILLEMS, P.A.; LEGRAMANDI, M.A.; HEGLUND, N.C. Pendular energy transduction within the step in human walking. *J Exp Biol*, 205, 3413-3422, 2002.
- DETREMBLEUR, C.; VANMARSENILLE, J.; CUYPER, F.; DIERICK F. Relationship between energy cost, gait speed, vertical displacement of centre of body mass and efficiency of pendulum-like mechanism in unilateral amputee gait. *Gait Posture*, 21, 333-340, 2005.
- GRANATA, K.P.; WILSON, S.E. Trunk posture and spinal stability. *Clin Biomech*, 16, 650-659, 2001.
- HAUSDORFF, J.M.; RIOS, D.A.; ELDELBERG, H.K. Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Arch Phys Med Rehabil*. 82, 1050-1056, 2001.
- HAUSDORFF, J.M. Gait variability: methods, modeling and meaning. *J Neuroeng Rehab*, 2, 1-9, 2005.
- ISHIKAWA, M.; KOMI, P.V.; GREY, M.J. Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. *J Appl Physiol*, 99, 603-608, 2005.
- JAERGS, S.M.H.J.; ARENDZEN, J.H.; HENRY, J.J. Prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees: a kinematic study. *Arch Phys Med Rehabil*. 76, 736-743, 1995.
- MAKI, B.E. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear? *J Am Geriatr Soc*. 45, 313-320, 1997.
- MASANI, K.; KOUZAKI, M.; FUKUNAGA, T. Variability of ground reaction forces during treadmill walking. *J Appl Physiol*, 92, 1885-1890, 2002.
- MIAN, O.S.; THOM, J.M.; ARDIGO, L.P.; *et al.* Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. *Acta Physiol*, 186, 127-139, 2006.
- PEYRÉ-TARTARUGA, L.A. *Energética e Mecânica da Caminhada e Corrida Humana: com especial referência à locomoção em planos inclinados e efeitos da idade*. Tese de Doutorado, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2008.
- SIN, S.W.; CHOW, D.H.K.; CHENG, J.C.Y. Significance of non-level walking on transtibial prosthesis fitting with particular reference to the effects of anterior-posterior alignment. *J Rehabil Res Dev*, 38,1-6, 2001.
- SJODAHL, C.; JARNLO, G.B.; SODERBERG, B.; PERSSON, B.M. Kinematic and kinetic gait analysis in the sagittal plane of trans-femoral amputees before and after special gait re-education. *Prosthet Orthot Int*, 26,101-12, 2002.
- WILLEMS, P.A.; CAVAGNA, G.A.; HEGLUND, N.C. External, internal and total work in human locomotion. *J Exp Biol*, 198, 379-393, 1995.
- WATERS, R.; PERRY, J. Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputation. *J Bone Joint Surg Am*, 58, 42-46, 1976.

9.10 Apêndice H - Rotinas em ambiente Matlab

```

% Rotina para processamento dos dados
cinemáticos
% Adaptada para amputados transfemurais
% Iniciada por Marcelo La Torre - 2007
% Modificada por Renata Bona, Leonardo
Tartaruga (para membro amputado
protetizado)- 2010
%%subrotinas necessarias:
%% pasta diretorio
%% peso.m
%% levideow.m
%% carrega.m
%% integra_naty.m

clear all
close all

% definição das variáveis

fsamp = 50;           % frequência de
amostragem(Hz)
dt = 1/50;           % Período
fcut=5;              % frequência de
corte
order=5;             % ordem do
polinomio

g = 9.8;              % aceleração da
gravidade (m/seg^2)

% peso corporal
% chama a subrotina "peso.m" para confirmar
o peso guardado em arquivo
pc = peso;

% Valores de Massa dos segmentos do membro
inferior
m = [0.006*pc 0.016*pc 0.027*pc];
% m = [pé, perna, coxa]

disp ('qual é a velocidade? ');
y=input ('velocidade horizontal: ');
vh=y/3.6;

%modificações para adaptação da tabela
antropométrica de Zatsiorsky para os
amputados transfemurais unilaterais -
Renata e Tartaruga 24 de agosto de 2010

%lado da amputação (1=direito; 0=esquerdo)
disp ('qual o lado da amputação?');
ladoampu =input ('lado da amputação');

% altura do sujeito
disp ('qual é a altura?');
altura=input ('altura (em metros): ');

% Comprimento de coxa e do coto
disp ('qual é o comp coxa?');
ccoxa=input ('comprimento de coxa (em
metros): ');

disp ('qual é o comp membro residual?');
ccoto=input ('comprimento de membro
residual (em metros): ');

% comprimento do coto percentual (em
relação a coxa)
ccotop=ccoto*100/ccoxa;

%massa do coto
massacoto=10.36*ccoto/ccoxa;

%massa do coto em percentual
massacotoper=massacoto*100/pc;

% massa coto mais componentes protéticos
menos a massa da coxa (todos em %)
massacotoprotese=14.16-(5.25+
massacotoper);

%total em percentual para ser redistribuido
totpercetredist=massacotoprotese + 4.42;

% redistribuição para cada segmento

peprot=totpercetredist*1.3/80;

pernaprot=totpercetredist*4.33/80;

coxaprot=totpercetredist*14.16/80;

maoprot=totpercetredist*0.61/80;

antebraprot=totpercetredist*1.62/80;

bracoprot=totpercetredist*2.70/80;

pescocoeabecaprot=totpercetredist*6.94/80;

toraxprot=totpercetredist*15.95/80;

abdomemprot=totpercetredist*16.32/80;

pelveprot=totpercetredist*11.17/80;

%cm membro residual, do encaixe protético e
do joelho protético (membro residual:onde,
0,4549 é o
%centro de massa da coxa segundo Zatsiorsky
e Seluyanov; encaixe: 0,09(cm
%do encaixe)menos 0,06(medida do trocanter
amior até a borda superior do
%encaixe) = 0,03; joelho: 0,04 é o centro
de massa do joelho protético,
%obtido através da medida realizada no
componentes; multiplicado por 0,5
%para obtermos o centro de massa do joelho
referente a porção da coxa).
cmcoto=0.4549*ccoto;

cmencaixe=0.03;

cmjoel= (0.04*0.5)+ccoto;

%centro de massa da coxa - lado da
amputação (membro resdiaul + encaixe +
joelho) em %percentual

cmcoxar=(( cmcoto*massacoto)+(cmencaixe*1.5)
+(cmjoel*1.4))/(1.5+1.4+massacoto);

%centro de massa da perna em percentual
(CENTRO DE MASSA DO TUBO DIVIDIDO
COMPRIMENTO DO %TUBO)

cmpernar=15.5/24.5;

%centro de massa do pé em percentual(CENTRO
DE MASSA DO PÉ DIVIDIDO COMPRIMENTO DO %PÉ)

cmper=16.5/25.5;

```



```

% Carrega dados de cinematria do lado
esquerdo
h = msgbox('Arquivo de cinematria 3D do
lado esquerdo');
waitfor(h)
[diretorio,arquivo]=carrega('*.3D');
cinematicafe = levideow(diretorio,arquivo);
[nquadros,nc] = size(cinematicafe);

%Definição da matriz do lado esquerdo
met_e = cinematicafe(:,2:4);
cal_e = cinematicafe(:,5:7);
mal_e = cinematicafe(:,8:10);
joe_e = cinematicafe(:,11:13);
qua_e = cinematicafe(:,14:16);
omb_e = cinematicafe(:,17:19);
cot_e = cinematicafe(:,20:22);
pun_e = cinematicafe(:,23:25);
cab_e = cinematicafe(:,26:28); %relativo a
cabeça

[nquadros,ncolunas] = size(cinematicafe);

% Carrega dados de cinematria do lado
direito
h = msgbox('Arquivo de cinematria 3D do
lado direito');
waitfor(h)
[diretorio,arquivo]=carrega('*.3D');
cinematicafd = levideow(diretorio,arquivo);

%Definição da matriz do lado direito
met_d = cinematicafd(:,2:4);
cal_d = cinematicafd(:,5:7);
mal_d = cinematicafd(:,8:10);
joe_d = cinematicafd(:,11:13);
qua_d = cinematicafd(:,14:16);
omb_d = cinematicafd(:,17:19);
cot_d = cinematicafd(:,20:22);
pun_d = cinematicafd(:,23:25);
cab_d = cinematicafd(:,26:28); %relativo a
cabeça

[nquadrosd,ncolunasd] = size(cinematicafd);

%Definir os ciclos de passada do lado
esquerdo

h = msgbox('Carrega o arquivo de tempo de
passada do lado esquerdo');
waitfor(h)
[diretorio,arquivo]=carrega('*.txt');
stime = levideow(diretorio,arquivo);
%load stime.txt;
%h=msgbox('defina os ciclos de
passada','ATENÇÃO','help');
%waitfor(h);

[np,nc]=size(stime);

%Definir os ciclos de passada do lado
direito

h = msgbox('Carrega o arquivo de tempo de
passada do lado direito');
waitfor(h)
[diretorio,arquivo]=carrega('*.txt');
stimed = levideow(diretorio,arquivo);

% filtragem dos dados de cinematica
cinematicafd=matfiltfilt(dt, fcut, order,
cinematicafd); %dados do lado direito
filtrados
cinematicafe=matfiltfilt(dt, fcut, order,
cinematicafe); %dados do lado esquerdo
filtrados

%Cria numero de passadas
[nlstime ncstime]=size(stime);
nstride=nlstime-1;

% só pra conferir se o cambalacho da
simetria ficou mais ou menos...
figure (1)
plot(cinematicafe(:,2))
hold on;plot(cinematicafd(:,2),'ro')
legend('esq','dir')
xlabel('quadros')
ylabel('?')

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

if ladoampu==1

% CÁLCULO DOS cm'S SEGMENTARES VIA VETOR
(centro de massa/comprimento do
% segmento)
% LADO DIREITO
cmd(:,1:3) = (( cinematicafd(:,2:4) -
cinematicafd(:,8:10))*cmper +
cinematicafd(:,8:10)); % Centro de massa
do pé
cmd(:,4:6) = (( cinematicafd(:,8:10) -
cinematicafd(:,11:13))*cmpernar +
cinematicafd(:,11:13)); % Centro de massa
da perna
cmd(:,7:9) = (( cinematicafd(:,11:13) -
cinematicafd(:,14:16))*cmcoxar +
cinematicafd(:,14:16)); % Centro de massa
da coxa
cmd(:,10:12) = (( cinematicafd(:,14:16) -
cinematicafd(:,17:19))*0.44 +
cinematicafd(:,17:19)); % Centro de massa
do tronco
cmd(:,13:15) = (( cinematicafd(:,17:19) -
cinematicafd(:,20:22))*0.436 +
cinematicafd(:,20:22)); % Centro de massa
do braço
cmd(:,16:18) = (( cinematicafd(:,20:22) -
cinematicafd(:,23:25))*0.682 +
cinematicafd(:,23:25)); % Centro de massa
do antebraço e mão

% LADO ESQUERDO
cme(:,1:3) = (( cinematicafe(:,2:4) -
cinematicafe(:,8:10))*0.50 +
cinematicafe(:,8:10)); % Centro de massa
do pé
cme(:,4:6) = (( cinematicafe(:,8:10) -
cinematicafe(:,11:13))*0.433 +
cinematicafe(:,11:13)); % Centro de massa
da perna
cme(:,7:9) = (( cinematicafe(:,11:13) -
cinematicafe(:,14:16))*0.433 +
cinematicafe(:,14:16)); % Centro de massa
da coxa
cme(:,10:12) = (( cinematicafe(:,14:16) -
cinematicafe(:,17:19))*0.44 +
cinematicafe(:,17:19)); % Centro de massa
do tronco
cme(:,13:15) = (( cinematicafe(:,17:19) -
cinematicafe(:,20:22))*0.436 +
cinematicafe(:,20:22)); % Centro de massa
do braço
cme(:,16:18) = (( cinematicafe(:,20:22) -
cinematicafe(:,23:25))*0.682 +
cinematicafe(:,23:25)); % Centro de massa
do antebraço e mão

else ladoampu==0

```

```

% LADO DIREITO
cmd(:,1:3) = (( cinematicafd(:,2:4) -
cinematicafd(:,8:10))*0.50 +
cinematicafd(:,8:10)); % Centro de massa
do pé
cmd(:,4:6) = (( cinematicafd(:,8:10) -
cinematicafd(:,11:13))*0.433 +
cinematicafd(:,11:13)); % Centro de massa
da perna
cmd(:,7:9) = (( cinematicafd(:,11:13) -
cinematicafd(:,14:16))*0.433 +
cinematicafd(:,14:16)); % Centro de massa
da coxa
cmd(:,10:12) = (( cinematicafd(:,14:16) -
cinematicafd(:,17:19))*0.44 +
cinematicafd(:,17:19)); % Centro de massa
do tronco
cmd(:,13:15) = (( cinematicafd(:,17:19) -
cinematicafd(:,20:22))*0.436 +
cinematicafd(:,20:22)); % Centro de massa
do braço
cmd(:,16:18) = (( cinematicafd(:,20:22) -
cinematicafd(:,23:25))*0.682 +
cinematicafd(:,23:25)); % Centro de massa
do antebraço e mão

% LADO ESQUERDO
cme(:,1:3) = (( cinematicafe(:,2:4) -
cinematicafe(:,8:10))*cmper +
cinematicafe(:,8:10)); % Centro de massa
do pé
cme(:,4:6) = (( cinematicafe(:,8:10) -
cinematicafe(:,11:13))*cmpernar +
cinematicafe(:,11:13)); % Centro de massa
da perna
cme(:,7:9) = (( cinematicafe(:,11:13) -
cinematicafe(:,14:16))*cmcoxar +
cinematicafe(:,14:16)); % Centro de massa
da coxa
cme(:,10:12) = (( cinematicafe(:,14:16) -
cinematicafe(:,17:19))*0.44 +
cinematicafe(:,17:19)); % Centro de massa
do tronco
cme(:,13:15) = (( cinematicafe(:,17:19) -
cinematicafe(:,20:22))*0.436 +
cinematicafe(:,20:22)); % Centro de massa
do braço
cme(:,16:18) = (( cinematicafe(:,20:22) -
cinematicafe(:,23:25))*0.682 +
cinematicafe(:,23:25)); % Centro de massa
do antebraço e mão

end

% calculo de posicao do centro de massa
total (peso segmentar/peso total do corpo)
cmtronco(:,1:3) =
(cmd(:,10:12)+cme(:,10:12))./2;
%ponto medio do tronco para x e y

% [péd, pernad, coxad, troncopescoçocabeça,
braçod, antebraçod, mãod, pée, pernae,
coxae, braçoe, antebraçoe, mão]
cm(:,1:3) =
(cmd(:,1:3).*0.0145)+(cmd(:,4:6).*0.0465)+(
cmd(:,7:9).*0.100)+(cmtronco(:,1:3).*0.578)
+(cmd(:,13:15).*0.028)+(cmd(:,16:18).*0.022)
)+(cme(:,1:3).*0.0145)+(cme(:,4:6).*0.0465)
+(cme(:,7:9).*0.100)+(cme(:,13:15).*0.028)+(
cme(:,16:18).*0.022);
[nl nc]=size(cm);

% calculo de velocidade do centro de massa
total
vcm(:,1:3) = diff(cm)./dt;
vcm(:,1) = vcm(:,1) + vh;

```

```

%CALCULO DA ENERGIA POTENCIAL via
escalar(M*g*H)
ep = cm(:,2)*g*pc;
epp = ep(2:end,:);
epp = epp-(min(epp)); %normalizado pelo
mínimo para construção do gráfico(para
termos valores próximos entre a EC e EP)

```

```

% CALCULO DA ENERGIA CINETICA via
escalar(MV^2/2)
ech= vcm(:,1).*vcm(:,1)*pc*0.5;
%energia cinética horizontal
ecv= vcm(:,2).*vcm(:,2)*pc*0.5;
%energia cinética vertical
ec= ech + ecv;
%energia cinética total
ec = ec-(min(ec));
nllstride=nl/nstride;

```

```
figure(2)
```

```

plot(ec(1:nllstride))
hold on
plot(epp(1:nllstride))
legend('energia potencial e cinética')
xlabel('quadros?')
ylabel('Ec Ep?')

```

```

% CALCULO DA ENERGIA TOTAL (Epot + Ekin)
Etot=ec+epp;
% Energia total

```

```

% CALCULO DO TRABALHO MECANICO EXTERNO
tme=diff(Etot);
tme=interpft(tme, nl); %matriz do
trabalho mec externo normalizado para tam
inicial

```

```

for i=1:nl
    if tme(i) > 0
        tmposs(i)=tme(i); % separa em
trabalho mecanico positivo e negativo
    else
        tmneg(i)=tme(i);
    end
end
tmposs=tmposs/nstride;
tmet=sum(tmposs);
tmneg=sum(tmneg)/nstride;

```

```
% CALCULA O TEMPO DE PASSADA MÉDIO
```

```

T=nl*dt/nstride;
Tpassada1=(stime(2,2)-stime(1,2))/25;
Tpassada2=(stime(3,2)-stime(2,2))/25;
Tpassada3=(stime(4,2)-stime(3,2))/25;
Tpassada4=(stime(5,2)-stime(4,2))/25;
Tpassada5=(stime(6,2)-stime(5,2))/25;
Tpassada6=(stime(7,2)-stime(6,2))/25;
Tpassada7=(stime(8,2)-stime(7,2))/25;

```

```

Tpassadamedia=(mean([Tpassada1, Tpassada2, Tp
assada3, Tpassada4, Tpassada5, Tpassada6, Tpass
ada7])); %média do tempo de passada
dpTpassada=
(std([Tpassada1, Tpassada2, Tpassada3, Tpassad
a4, Tpassada5, Tpassada6, Tpassada7]));
%desvio padrão do tempo de passada

```

```

compassada=vh*Tpassadamedia;
%comprimento médio passada

```

```
%tempo passo
```

```
Tpasso=(stime(1:11,2)-stimed(1:11,2))/25;
```

```

Tpassomed= mean(Tpasso);    %média do tempo
de passo em segundos
TpassoDP=std(Tpasso);

Dpasso=vh*Tpassomed;    %distância média dos
passos (v=d/t ou d=v*t, sendo v=m.s e
t=segundos)
%%Tpasso2=sttime(1:11,2)-stimed(1:11,2);
%%Dpasso= mal_e(stime(1:1,2),2)-
mal_d(stimed(1:1,2),2)

%fase de apoio (esquerdo)calcula fase de
apoio para lado esquerdo

FAe1=(stime(1,3)-stime(1,2));
FAe2=(stime(2,3)-stime(2,2));
FAe3=(stime(3,3)-stime(3,2));
FAe4=(stime(4,3)-stime(4,2));
FAe5=(stime(5,3)-stime(5,2));
FAe6=(stime(6,3)-stime(6,2));
FAe7=(stime(7,3)-stime(7,2));
FAe8=(stime(8,3)-stime(8,2));
FAe9=(stime(9,3)-stime(9,2));
FAe10=(stime(10,3)-stime(10,2));
FAe11=(stime(11,3)-stime(11,2));

mediaFAe= (mean([FAe1, FAe2, FAe3, FAe4,
FAe5, FAe6, FAe7, FAe8, FAe9, FAe10]))/25;
%média fase de apoio MIE
dpFAe= (std([FAe1, FAe2, FAe3, FAe4, FAe5,
FAe6, FAe7, FAe8, FAe9, FAe10]))/25;
%desvio padrão fase de apoio

%fase de apoio (DIREITO)calcula fase de
apoio para lado DIREITO

FAd1=(stimed(1,3)-stimed(1,2));
FAd2=(stimed(2,3)-stimed(2,2));
FAd3=(stimed(3,3)-stimed(3,2));
FAd4=(stimed(4,3)-stimed(4,2));
FAd5=(stimed(5,3)-stimed(5,2));
FAd6=(stimed(6,3)-stimed(6,2));
FAd7=(stimed(7,3)-stimed(7,2));
FAd8=(stimed(8,3)-stimed(8,2));
FAd9=(stimed(9,3)-stimed(9,2));
FAd10=(stimed(10,3)-stimed(10,2));
FAd11=(stimed(11,3)-stimed(11,2));

mediaFAd= (mean([FAd1, FAd2, FAd3, FAd4,
FAd5, FAd6, FAd7, FAd8, FAd9, FAd10]))/25;
%média fase de apoio MIE
dpFAd= (std([FAd1, FAd2, FAd3, FAd4, FAd5,
FAd6, FAd7, FAd8, FAd9, FAd10]))/25;
%desvio padrão fase de apoio

%fase de balanço (esquerdo)

FBe1=(stime(2,2)-stime(1,3));
FBe2=(stime(3,2)-stime(2,3));
FBe3=(stime(4,2)-stime(3,3));
FBe4=(stime(5,2)-stime(4,3));
FBe5=(stime(6,2)-stime(5,3));
FBe6=(stime(7,2)-stime(6,3));
FBe7=(stime(8,2)-stime(7,3));
FBe8=(stime(9,2)-stime(8,3));
FBe9=(stime(10,2)-stime(9,3));
FBe10=(stime(11,2)-stime(10,3));

mediaFBe= (mean([FBe1, FBe2, FBe3, FBe4,
FBe5, FBe6, FBe7, FBe8, FBe9, FBe10]))/25;
%média fase de balanço MIE
dpFBe= (std([FBe1, FBe2, FBe3, FBe4, FBe5,
FBe6, FBe7, FBe8, FBe9, FBe10]))/25;
%desvio padrão fase de balanço

%fase de balanço (DIREITO)

FBd1=(stimed(2,2)-stimed(1,3));
FBd2=(stimed(3,2)-stimed(2,3));
FBd3=(stimed(4,2)-stimed(3,3));
FBd4=(stimed(5,2)-stimed(4,3));
FBd5=(stimed(6,2)-stimed(5,3));
FBd6=(stimed(7,2)-stimed(6,3));
FBd7=(stimed(8,2)-stimed(7,3));
FBd8=(stimed(9,2)-stimed(8,3));
FBd9=(stimed(10,2)-stimed(9,3));
FBd10=(stimed(11,2)-stimed(10,3));

mediaFBd = (mean([FBd1, FBd2, FBd3, FBd4,
FBd5, FBd6, FBd7, FBd8, FBd9, FBd10]))/25;
dpFBd= (std([FBd1, FBd2, FBd3, FBd4, FBd5,
FBd6, FBd7, FBd8, FBd9, FBd10]))/25;

% CALCULO DO TRABALHO MECANICO EXTERNO na
unidade da distância e peso

dist=vh/(1/T);    %
distânciapercorrida médio por passada
tmetr=tmet/pc/dist;    % trabalho
mecânico por kg por metro percorrido

dist1=vh/(1/Tpassomed);

%trabalho mecânico vertical (potencial mais
cinético vertical)
ev=ecv+epp;
tmvv=diff(ev);
tmv=interpft(tmvv, nl);    %matriz do
trabalho mec vertical normalizado para tam
inicial

for i=1:nl
    if tmv(i) > 0
        tmvpos(i)=tmv(i);
    else
        tmvneg(i)=tmv(i);
    end
end
tmvt=sum(tmvpos)/nstride;
tmvtr=sum(tmvpos)/pc/dist/nstride;
tmvnegt=sum(tmvneg)/nstride;

%trabalho mecânico horizontal
tmhh=diff(ech);
tmh=interpft(tmhh, nl);    %matriz do
trabalho mec potencial normalizado para tam
inicial

for i=1:nl
    if tmh(i) > 0
        tmhpos(i)=tmh(i);
    else
        tmhneg(i)=tmh(i);
    end
end
tmht=sum(tmhpos)/nstride;
tmhtr=sum(tmhpos)/pc/dist/nstride;
tmhnegt=sum(tmhneg)/nstride;

% CÁLCULO DO QUANTO A TROCA DE ENERGIA VIA
PÊNDULO INVERTIDO REDUZ O TRAB MEC EXT
LÍQUIDO (NET) (RECONVERSÃO DE ENERGIA
MECANICA - RECOVERY)
Recovery= ((tmhtr+tmvtr-
tmetr)/(tmhtr+tmvtr))*100;

%% DEFINIÇÃO DOS PASSOS
% utiliza 11 passos cortando o primeiro e o
último que pode ser alterado
% no momento do filtro

```

```

passos(:,1)=stimed(2:11,2);
passos(:,2)=stime(2:11,2);

%Cria numero de passos
[lnpassos ncpassos]=size(passos);
npassos =lnpassos ; %NUMERO DE PASSOS

%% Cálculo do Rstep (é a energia mecânica
recuperada pela transdução
% durante o passo) para cada um dos 11
passos analisados
% Rstep = 1- W+ext/(W+v + W+f)

for cont=1:size(passos,1)

    tmht_x_passo(cont,1)= sum(tmhpos(((passos
(cont,1)-(passos(1,1)-
1)):(passos(cont,2)-(passos(1,1)-1)))));

    tmvt_x_passo(cont,1)= sum(tmvpos(((passos
(cont,1)-(passos(1,1)-
1)):(passos(cont,2)-(passos(1,1)-1)))));

    tmet_x_passo(cont,1)=sum(tmposs(((passos
(cont,1)-(passos(1,1)-
1)):(passos(cont,2)-(passos(1,1)-1)))));
end

Rstep = (tmvt_x_passo + tmht_x_passo -
tmet_x_passo)/(tmvt_x_passo +
tmht_x_passo);

%Rstep = Rstep - (min (Rstep));

Rstep_02 = Rstep (1,1);
Rstep_03 = Rstep (2,1);
Rstep_04 = Rstep (3,1);
Rstep_05 = Rstep (4,1);
Rstep_06 = Rstep (5,1);
Rstep_07 = Rstep (6,1);
Rstep_08 = Rstep (7,1);
Rstep_09 = Rstep (8,1);
Rstep_10 = Rstep (9,1);
Rstep_11 = Rstep (10,1);

Rstep_media = mean([Rstep_02, Rstep_03,
Rstep_04, Rstep_05, Rstep_06, Rstep_07,...
Rstep_08, Rstep_09, Rstep_10,
Rstep_11]);

rdet_02 = 1 - (abs(tme(((passos (1,1))-
(passos(1,1)-1)):(passos(1,2))-
(passos(1,1)-1)))) ./ ( abs(tmv(((passos
(1,1)-(passos(1,1)-1)):(passos(1,2))-
(passos(1,1)-1))) + abs(tmh(((passos
(1,1)-(passos(1,1)-1)):(passos(1,2))-
(passos(1,1)-1)))))); % é o r(t) segundo
Cavagna 2002 recovery instantaneo
rdet_03 = 1 - (abs(tme(((passos (2,1))-
(passos(1,1)-1)):(passos(2,2))-
(passos(1,1)-1)))) ./ ( abs(tmv(((passos
(2,1)-(passos(1,1)-1)):(passos(2,2))-
(passos(1,1)-1))) + abs(tmh(((passos
(2,1)-(passos(1,1)-1)):(passos(2,2))-
(passos(1,1)-1))))));
rdet_04 = 1 - (abs(tme(((passos (3,1))-
(passos(1,1)-1)):(passos(3,2))-
(passos(1,1)-1)))) ./ ( abs(tmv(((passos
(3,1)-(passos(1,1)-1)):(passos(3,2))-
(passos(1,1)-1))) + abs(tmh(((passos
(3,1)-(passos(1,1)-1)):(passos(3,2))-
(passos(1,1)-1))))));

rdet_05 = 1 - (abs(tme(((passos (4,1))-
(passos(1,1)-1)):(passos(4,2))-
(passos(1,1)-1)))) ./ ( abs(tmv(((passos
(4,1)-(passos(1,1)-1)):(passos(4,2))-
(passos(1,1)-1))) + abs(tmh(((passos
(4,1)-(passos(1,1)-1)):(passos(4,2))-
(passos(1,1)-1))))));
rdet_06 = 1 - (abs(tme(((passos (5,1))-
(passos(1,1)-1)):(passos(5,2))-
(passos(1,1)-1)))) ./ ( abs(tmv(((passos
(5,1)-(passos(1,1)-1)):(passos(5,2))-
(passos(1,1)-1))) + abs(tmh(((passos
(5,1)-(passos(1,1)-1)):(passos(5,2))-
(passos(1,1)-1))))));
rdet_07 = 1 - (abs(tme(((passos (6,1))-
(passos(1,1)-1)):(passos(6,2))-
(passos(1,1)-1)))) ./ ( abs(tmv(((passos
(6,1)-(passos(1,1)-1)):(passos(6,2))-
(passos(1,1)-1))) + abs(tmh(((passos
(6,1)-(passos(1,1)-1)):(passos(6,2))-
(passos(1,1)-1))))));
rdet_08 = 1 - (abs(tme(((passos (7,1))-
(passos(1,1)-1)):(passos(7,2))-
(passos(1,1)-1)))) ./ ( abs(tmv(((passos
(7,1)-(passos(1,1)-1)):(passos(7,2))-
(passos(1,1)-1))) + abs(tmh(((passos
(7,1)-(passos(1,1)-1)):(passos(7,2))-
(passos(1,1)-1))))));
rdet_09 = 1 - (abs(tme(((passos (8,1))-
(passos(1,1)-1)):(passos(8,2))-
(passos(1,1)-1)))) ./ ( abs(tmv(((passos
(8,1)-(passos(1,1)-1)):(passos(8,2))-
(passos(1,1)-1))) + abs(tmh(((passos
(8,1)-(passos(1,1)-1)):(passos(8,2))-
(passos(1,1)-1))))));
rdet_10 = 1 - (abs(tme(((passos (9,1))-
(passos(1,1)-1)):(passos(9,2))-
(passos(1,1)-1)))) ./ ( abs(tmv(((passos
(9,1)-(passos(1,1)-1)):(passos(9,2))-
(passos(1,1)-1))) + abs(tmh(((passos
(9,1)-(passos(1,1)-1)):(passos(9,2))-
(passos(1,1)-1))))));
rdet_11 = 1 - (abs(tme(((passos (10,1))-
(passos(1,1)-1)):(passos(10,2))-
(passos(1,1)-1)))) ./ ( abs(tmv(((passos
(10,1)-(passos(1,1)-1)):(passos(10,2))-
(passos(1,1)-1))) + abs(tmh(((passos
(10,1)-(passos(1,1)-1)):(passos(10,2))-
(passos(1,1)-1))))));

tamanhos=[size(rdet_02,1);
size(rdet_03,1);
size(rdet_04,1);
size(rdet_05,1);
size(rdet_06,1);
size(rdet_07,1);
size(rdet_08,1);
size(rdet_09,1);
size(rdet_10,1);
size(rdet_11,1)];

tamanho_max=max(tamanhos);

% interpolado pelo máximo
rdet_02_inter=interpft(rdet_02,tamanho_max)
;
rdet_03_inter=interpft(rdet_03,tamanho_max)
;
rdet_04_inter=interpft(rdet_04,tamanho_max)
;
rdet_05_inter=interpft(rdet_05,tamanho_max)
;
rdet_06_inter=interpft(rdet_06,tamanho_max)
;
rdet_07_inter=interpft(rdet_07,tamanho_max)
;

```

```

rdet_08_inter=interpft(rdet_08,tamanho_max)
;
rdet_09_inter=interpft(rdet_09,tamanho_max)
;
rdet_10_inter=interpft(rdet_10,tamanho_max)
;
rdet_11_inter=interpft(rdet_11,tamanho_max)
;

for cont=1:tamanho_max
frame_passo(cont,:)= [rdet_02_inter(cont,1),
rdet_03_inter(cont,1),...

rdet_04_inter(cont,1),rdet_05_inter(cont,1)
,rdet_06_inter(cont,1),...

rdet_07_inter(cont,1),rdet_08_inter(cont,1)
,rdet_09_inter(cont,1),...

rdet_10_inter(cont,1),rdet_11_inter(cont,1)
];

Media_Rdet(cont,1) =
mean(frame_passo(cont,:));
end

for cont=1:tamanho_max
frame_passo(cont,:)= [rdet_02_inter(cont,1),
rdet_03_inter(cont,1),...

rdet_04_inter(cont,1),rdet_05_inter(cont,1)
,rdet_06_inter(cont,1),...

rdet_07_inter(cont,1),rdet_08_inter(cont,1)
,rdet_09_inter(cont,1),...

rdet_10_inter(cont,1),rdet_11_inter(cont,1)
];
dp_Rdet(cont,1) = std(frame_passo(cont,:));
end

Med_mais_dp =(Media_Rdet + dp_Rdet);
Med_menos_dp =(Media_Rdet - dp_Rdet);

figure (3)
plot (Media_Rdet,'bo')
hold on
plot (Med_mais_dp,'go')
hold on
plot (Med_menos_dp,'ro')
legend('Media R(t)', 'Media R(t)+ dp',
'Media R(t) - dp')
title('Media do Recovery instantaneo ')
xlabel('frames')
ylabel('Reconversão')

figure(4)
plot(rdet_02_inter)
hold on
plot(rdet_03_inter)
hold on
plot(rdet_04_inter)
hold on
plot(rdet_05_inter)
hold on
plot(rdet_06_inter)
hold on
plot(rdet_07_inter)
hold on
plot(rdet_08_inter)
hold on
plot(rdet_09_inter)
hold on
plot(rdet_10_inter)

hold on
plot(rdet_11_inter)

legend('R(t)')
title('Recovery instantaneo ')
xlabel('frames')
ylabel('Reconversão')

Rint_02 = sum(rdet_02)/(passos(1,2)-
passos(1,1)) ;
Rint_03 = sum(rdet_03)/(passos(2,2)-
passos(2,1)) ;
Rint_04 = sum(rdet_04)/(passos(3,2)-
passos(3,1)) ;
Rint_05 = sum(rdet_05)/(passos(4,2)-
passos(4,1)) ;
Rint_06 = sum(rdet_06)/(passos(5,2)-
passos(5,1)) ;
Rint_07 = sum(rdet_07)/(passos(6,2)-
passos(6,1)) ;
Rint_08 = sum(rdet_08)/(passos(7,2)-
passos(7,1)) ;
Rint_09 = sum(rdet_09)/(passos(8,2)-
passos(8,1)) ;
Rint_10 = sum(rdet_10)/(passos(9,2)-
passos(9,1)) ;
Rint_11 = sum(rdet_11)/(passos(10,2)-
passos(10,1)) ;

[Rint_02_progressivo,result] =
integra_naty(1, size(rdet_02_inter,1), 1,
1, rdet_02_inter);
[Rint_03_progressivo,result] =
integra_naty(1, size(rdet_03_inter,1), 1,
1, rdet_03_inter);
[Rint_04_progressivo,result] =
integra_naty(1, size(rdet_04_inter,1), 1,
1, rdet_04_inter);
[Rint_05_progressivo,result] =
integra_naty(1, size(rdet_05_inter,1), 1,
1, rdet_05_inter);
[Rint_06_progressivo,result] =
integra_naty(1, size(rdet_06_inter,1), 1,
1, rdet_06_inter);
[Rint_07_progressivo,result] =
integra_naty(1, size(rdet_07_inter,1), 1,
1, rdet_07_inter);
[Rint_08_progressivo,result] =
integra_naty(1, size(rdet_08_inter,1), 1,
1, rdet_08_inter);
[Rint_09_progressivo,result] =
integra_naty(1, size(rdet_09_inter,1), 1,
1, rdet_09_inter);
[Rint_10_progressivo,result] =
integra_naty(1, size(rdet_10_inter,1), 1,
1, rdet_10_inter);
[Rint_11_progressivo,result] =
integra_naty(1, size(rdet_11_inter,1), 1,
1, rdet_11_inter);

for cont=1:tamanho_max
Rint_progressivo(cont,:)= [Rint_02_progressi
vo(cont,1),Rint_03_progressivo(cont,1),...

Rint_04_progressivo(cont,1),Rint_05_progres
sivo(cont,1),Rint_06_progressivo(cont,1),..
.

Rint_07_progressivo(cont,1),Rint_08_progres
sivo(cont,1),Rint_09_progressivo(cont,1),..
.

```

```

Rint_10_progressivo(cont,1),Rint_11_progres
sivo(cont,1)];

Media_Rint_progressivo(cont,1) =
mean(Rint_progressivo(cont,:));
end

figure(5)
plot(Media_Rint_progressivo)
hold on
legend('Rint')
title('Rint progressivo')
xlabel('frames')
ylabel('Reconversão Acumulada')

Rint(1,1)=Rint_02;
Rint(2,1)=Rint_03;
Rint(3,1)=Rint_04;
Rint(4,1)=Rint_05;
Rint(5,1)=Rint_06;
Rint(6,1)=Rint_07;
Rint(7,1)=Rint_08;
Rint(8,1)=Rint_09;
Rint(9,1)=Rint_10;
Rint(10,1)=Rint_11;

Rint_media = mean([Rint_02, Rint_03,
Rint_04, Rint_05, Rint_06, Rint_07, ...
Rint_08, Rint_09, Rint_10, Rint_11]);

% Rint = Rint - (min (Rint));
Rint_integrado=sum(Rint);

figure(6)
plot(Rint (:,1), 'g--')
hold on
plot(Rstep (:,1), 'r--')
legend('Rint', 'Rstep')
title('Comportamento do Rint e Rstep por
Passo ')
xlabel('passos')
ylabel('Reconversão')

% CÁLCULO DO ÂNGULO DE FASE (TIMING
RELATIVO ENTRE ENERGIA CINÉTICA E
POTENCIAL) (CAVAGNA, FRANZETTI,
FUCHIMOTO,1983)
% angulo de fase=(delta
tempo/T)*360graus+180graus
% onde, delta tempo é o intervalo entre a
energia cinética mínima e a energia Pot
máxima,
% T é o tempo de uma passada completa

%PHASE SHIFT
nl2stride=nl/nstride;
ec_ps=ec(1:nl2stride);
epp_ps=epp(1:nl2stride);

ec_ps_min= min(ec_ps);
epp_ps_min= min(epp_ps);
frame_ec_min=find(ec_ps==ec_ps_min);
frame_epp_min=find(epp_ps==epp_ps_min);

phase_shift=(abs(abs(frame_ec_min)-
abs(frame_epp_min))/nl2stride)*360;%retorna
o valor em graus

% CALCULO DA "ENERGIA INTERNA"
% Energia cinética rotacional (I*w2/2)onde
I é momento de inércia (raio de giração(ao
quadrado)*massa seg) e w é vel ang
% calculo de raio de giração
% Energia cinética rotacional (I*w2/2)onde
I é momento de inércia (raio de giração(ao
quadrado)*massa seg) e w é vel ang
% calculo de raio de giração

rgg(:,1:3) = 0.139*( met_d - mal_d);
% raio de giração do pe dir
rgg(:,4:6) = 0.102*( mal_d - joe_d);
% raio de giração da perna dir
rgg(:,7:9) = 0.120*( joe_d - qua_d);
% raio de giração da coxa dir
rgg(:,10:12) = 0.393*( quam - ombm);
% raio de giração do tronco medio
rgg(:,13:15) = 0.173*( cot_d - omb_d);
% raio de giração do braço dir
rgg(:,16:18) = 0.101*( pun_d - cot_d);
% raio de giração do antebraço dir
rgg(:,19:21) = 0.139*( met_e - mal_e);
% raio de giração do pe esq
rgg(:,22:24) = 0.102*( mal_e - joe_e);
% raio de giração da perna esq
rgg(:,25:27) = 0.120*( joe_e - qua_e);
% raio de giração da coxa esq
rgg(:,28:30) = 0.173*( cot_e - omb_e);
% raio de giração do braço esq
rgg(:,31:33) = 0.101*( pun_e - cot_e);
% raio de giração do antebraço esq
[nlrg ncrj]=size(rgg);

%raio de giração ao quadrado
for i=1:nlrg
    rg2(i,:)=rgg(i,:).*rgg(i,:);
end

%mr= (Segment Weingh/Total Body Weight * pc
de cada segmento corporal muitas vezes esse
calculo)
mr = [0.0132*pc 0.0426*pc 0.1424*pc
0.1471*pc 0.0274*pc 0.0160*pc 0.0132*pc
0.0426*pc 0.1424*pc 0.0274*pc 0.0160*pc
0.0132*pc 0.0426*pc 0.1424*pc 0.1471*pc
0.0274*pc 0.0160*pc 0.0132*pc 0.0426*pc
0.1424*pc 0.0274*pc 0.0160*pc 0.0132*pc
0.0426*pc 0.1424*pc 0.1471*pc 0.0274*pc
0.0160*pc 0.0132*pc 0.0426*pc 0.1424*pc
0.0274*pc 0.0160*pc];

for i=1:nlrg
    I(i,:)=rg2(i,:).*mr;
end

%calculo da velocidade angular no PLANO
SAGITAL
ang(:,1) = atan2(mal_d(:,2)-
met_d(:,2),mal_d(:,1)-met_d(:,1)); %
pé direito
ang(:,2) = atan2(joe_d(:,2)-
mal_d(:,2),joe_d(:,1)-mal_d(:,1)); %
perna direita
ang(:,3) = atan2(qua_d(:,2)-
joe_d(:,2),qua_d(:,1)-joe_d(:,1)); %
coxa direita
%ang(:,4) = atan2(ombm(:,2)-
quam(:,2),ombm(:,1)-quam(:,1)); %
tronco
ang(:,5) = atan2(omb_d(:,2)-
cot_d(:,2),omb_d(:,1)-cot_d(:,1)); %
braço direito
ang(:,6) = atan2(cot_d(:,2)-
pun_d(:,2),cot_d(:,1)-pun_d(:,1)); %
antebraço direito

```

```

ang(:,7) = atan2(mal_e(:,2)-
met_e(:,2),mal_e(:,1)-met_e(:,1)); %
pé esq
ang(:,8) = atan2(joe_e(:,2)-
mal_e(:,2),joe_e(:,1)-mal_e(:,1)); %
perna esquerda
ang(:,9) = atan2(qua_e(:,2)-
joe_e(:,2),qua_e(:,1)-joe_e(:,1)); %
coxa esquerda
ang(:,10) = atan2(omb_e(:,2)-
cot_e(:,2),omb_e(:,1)-cot_e(:,1)); % braço
esquerdo
ang(:,11) = atan2(cot_e(:,2)-
pun_e(:,2),cot_e(:,1)-pun_e(:,1)); %
antebraço esquerdo

%calculo da velocidade angular no PLANO
FRONTAL
ang(:,1) = atan2(mal_d(:,3)-
met_d(:,3),mal_d(:,2)-met_d(:,2)); %
pé direito
ang(:,2) = atan2(joe_d(:,3)-
mal_d(:,3),joe_d(:,2)-mal_d(:,2)); %
perna direita
ang(:,3) = atan2(qua_d(:,3)-
joe_d(:,3),qua_d(:,2)-joe_d(:,2)); %
coxa direita
ang(:,4) = atan2(ombm(:,3)-
quam(:,3),ombm(:,2)-quam(:,2)); %
tronco
ang(:,5) = atan2(omb_d(:,3)-
cot_d(:,3),omb_d(:,2)-cot_d(:,2)); %
braço direito
ang(:,6) = atan2(cot_d(:,3)-
pun_d(:,3),cot_d(:,2)-pun_d(:,2)); %
antebraço direito
ang(:,7) = atan2(mal_e(:,3)-
met_e(:,3),mal_e(:,2)-met_e(:,2)); %
pé esq
ang(:,8) = atan2(joe_e(:,3)-
mal_e(:,3),joe_e(:,2)-mal_e(:,2)); %
perna esquerda
ang(:,9) = atan2(qua_e(:,3)-
joe_e(:,3),qua_e(:,2)-joe_e(:,2)); %
coxa esquerda
ang(:,10) = atan2(omb_e(:,3)-
cot_e(:,3),omb_e(:,2)-cot_e(:,2)); % braço
esquerdo
ang(:,11) = atan2(cot_e(:,3)-
pun_e(:,3),cot_e(:,2)-pun_e(:,2)); %
antebraço esquerdo

%ang(:,11) = atan2(cot_e(:,3)-
pun_e(:,3),cot_e(:,1)-pun_e(:,1)); %
antebraço esquerdo

[nl nc]=size(ang);
%para retirar as transições pi e -pi (3,14)
for i=2:nl
    for j=1:nc
        while (ang(i,j)-ang(i-1,j) > 3.14),
            ang(i,j) = ang(i,j) - 2*pi;
        end
        while (ang(i,j)-ang(i-1,j) < -3.14),
            ang(i,j) = ang(i,j) + 2*pi;
        end
    end
end

vang(:,:)=diff(ang(:,:))./dt;
vvang=interpft(vang, nl); %matriz da
vel ang no mesmo tamanho do momento de
inércia(I)

% Cálculo Ângulos Articulares ANÃO(lado
ESQUERDO)
Aa = cinematicafe(:,2:4); % Ponto 5 -
Cabeça quinto metatarso esquerdo (dedo)
Bb = cinematicafe(:,8:10); % Ponto 4 -
Maléolo Externo esquerdo (tornozelo)
Cc = cinematicafe(:,11:13); % Ponto 3 -
Condilo Lateral esquerdo(joelho)
Dd = cinematicafe(:,14:16); % Ponto 2 -
Trocânter Maior do Fêmur esquerdo
(quadril)
Ee = cinematicafe(:,17:19); % Ponto 1 -
Acrômio esquerdo(ombro)
vetorpe = Aa-Bb; % (origem no
tornozelo) direção do vetor vai ser de B em
direção a A
vetorperna = Bb-Cc; % (origem no
joelho)
vetorperna2 = Cc-Bb; % (origem no
tornozelo)
vetorcoxa = Cc-Dd; % (origem no
quadril)
vetorcoxa2 = Dd-Cc; % (origem no
joelho)
vetortronco = Ee-Dd; % (origem no
quadril)

%% interpolação fase de apoio
(esquerdo)angulo a angulo
FAE1i=[stime(1,2):stime(1,3)]];
FAE2i=[stime(2,2):stime(2,3)]];
FAE3i=[stime(3,2):stime(3,3)]];
FAE4i=[stime(4,2):stime(4,3)]];
FAE5i=[stime(5,2):stime(5,3)]];
FAE6i=[stime(6,2):stime(6,3)]];
FAE7i=[stime(7,2):stime(7,3)]];
FAE8i=[stime(8,2):stime(8,3)]];
FAE9i=[stime(9,2):stime(9,3)]];
FAE10i=[stime(10,2):stime(10,3)]];
FAE11i=[stime(11,2):stime(11,3)]];

%% interpolação fase de balanço
(esquerdo)angulo a angulo
FBE1i=[stime(1,3):stime(2,2)]];
FBE2i=[stime(2,3):stime(3,2)]];
FBE3i=[stime(3,3):stime(4,2)]];
FBE4i=[stime(4,3):stime(5,2)]];
FBE5i=[stime(5,3):stime(6,2)]];
FBE6i=[stime(6,3):stime(7,2)]];
FBE7i=[stime(7,3):stime(8,2)]];
FBE8i=[stime(8,3):stime(9,2)]];
FBE9i=[stime(9,3):stime(10,2)]];
FBE10i=[stime(10,3):stime(11,2)]];

%% Ângulo TORNOZELO ESQUERDO (ponto 1 +
distal)
for i=1:nquados
    ANG(i,1)=acosd(dot(vetorperna2(i,:)/norm(ve
torperna2(i,:),vetorpe(i,:)/norm(vetorpe(i
,:)))); end

% velocidade relativa dos segmentos
(velocidade em relação ao centro de massa)
vrcms(:,1:3) = vcms(:,1:3)-vcm(:,1:3);
% velocidade rel do Centro de massa do pé
dir
vrcms(:,4:6) = vcms(:,4:6)-vcm(:,1:3);
% velocidade rel do Centro de massa da
perna dir
vrcms(:,7:9) = vcms(:,7:9)-vcm(:,1:3);
% velocidade rel do Centro de massa da
coxa dir
vrcms(:,10:12) = vcms(:,10:12)-vcm(:,1:3);
% velocidade rel do Centro de massa do
tronco médio

```

```

vrcms(:,13:15) = vcms(:,13:15)-vcm(:,1:3);
% velocidade rel do Centro de massa do
braço dir
vrcms(:,16:18) = vcms(:,16:18)-vcm(:,1:3);
% velocidade rel do Centro de massa do
antebraço dir
vrcms(:,19:21) = vcms(:,19:21)-vcm(:,1:3);
% velocidade rel do Centro de massa do pé
esq
vrcms(:,22:24) = vcms(:,22:24)-vcm(:,1:3);
% velocidade rel do Centro de massa da
perna esq
vrcms(:,25:27) = vcms(:,25:27)-vcm(:,1:3);
% velocidade rel do Centro de massa da coxa
esq
vrcms(:,28:30) = vcms(:,28:30)-vcm(:,1:3);
% velocidade rel do Centro de massa do
braço esq
vrcms(:,31:33) = vcms(:,31:33)-vcm(:,1:3);
% velocidade rel do Centro de massa do
antebraço esq

%ENERGIA CINÉTICA translacional INTERNA
%velocidade ao quadrado

vrcms2=vrcms.*abs(vrcms)*0.5;
[nlinha ncoluna]=size(vrcms2);
[nl nc]=size(mr);
eninttt(1:nlinha,1:ncoluna)=[0];
for i=1:nc
    for j=1:3:ncoluna

eninttt(:,j:j+2)=vrcms2(:,j:j+2).*mr(1,i);
% formula mágica do La torre
        end
    end

%for i=1:nlinha
    % for j=1:3:ncoluna

% eninttt(i,j)=vrcms2(i,j).*mr((j+1)/2);
%end
    % for j=2:3:ncoluna
        % eninttt(i,j)=vrcms2(i,j).*mr(j/2);
    %end
    % for j=3:3:ncoluna
        % eninttt(i,j)=vrcms2(i,j).*mr(j/2);
    %end

%end
enintt=interpft(eninttt, nlinha+1);
%matriz da vel ang no mesmo tamanho do
momento de inércia(I)

%cria matrizes separadas para x y e z
enintx(:,1)=(max(enintt(:,1))-
min(enintt(:,1)))+enintt(:,1);
% en interna do pé direito
enintx(:,2)=(max(enintt(:,4))-
min(enintt(:,4)))+enintt(:,4);
% en interna da perna direita
enintx(:,3)=(max(enintt(:,7))-
min(enintt(:,7)))+enintt(:,7);
% en interna da coxa direita
enintx(:,4)=(max(enintt(:,10))-
min(enintt(:,10)))+enintt(:,10);
% en interna do tronco
enintx(:,5)=(max(enintt(:,13))-
min(enintt(:,13)))+enintt(:,13);
% en interna do braço direito
enintx(:,6)=(max(enintt(:,16))-
min(enintt(:,16)))+enintt(:,16);
% en interna do ante-braço direito
%enintx(:,7)=enintt(:,13);
% en interna da mão direita

enintx(:,7)=(max(enintt(:,19))-
min(enintt(:,19)))+enintt(:,19);
% en interna do pé esquerdo
enintx(:,8)=(max(enintt(:,22))-
min(enintt(:,22)))+enintt(:,22);
% en interna da perna esquerda
enintx(:,9)=(max(enintt(:,25))-
min(enintt(:,25)))+enintt(:,25);
% en interna da coxa esquerda
enintx(:,10)=(max(enintt(:,28))-
min(enintt(:,28)))+enintt(:,28);
% en interna do braço esquerdo
enintx(:,11)=(max(enintt(:,31))-
min(enintt(:,31)))+enintt(:,31);
% en interna do ante-braço esquerdo
%enintx(:,13)=enintt(:,25);
% en interna da mão esquerda

eninty(:,1)=(max(enintt(:,2))-
min(enintt(:,2)))+enintt(:,2);
% en interna do pé direito
eninty(:,2)=(max(enintt(:,5))-
min(enintt(:,5)))+enintt(:,5);
% en interna da perna direita
eninty(:,3)=(max(enintt(:,8))-
min(enintt(:,8)))+enintt(:,8);
% en interna da coxa direita
eninty(:,4)=(max(enintt(:,11))-
min(enintt(:,11)))+enintt(:,11);
% en interna do tronco
eninty(:,5)=(max(enintt(:,14))-
min(enintt(:,14)))+enintt(:,14);
% en interna do braço direito
eninty(:,6)=(max(enintt(:,17))-
min(enintt(:,17)))+enintt(:,17);
% en interna do ante-braço direito
%eninty(:,7)=enintt(:,14);
% en interna da mão direita
eninty(:,7)=(max(enintt(:,20))-
min(enintt(:,20)))+enintt(:,20);
% en interna do pé esquerdo
eninty(:,8)=(max(enintt(:,23))-
min(enintt(:,23)))+enintt(:,23);
% en interna da perna esquerda
eninty(:,9)=(max(enintt(:,26))-
min(enintt(:,26)))+enintt(:,26);
% en interna da coxa esquerda
eninty(:,10)=(max(enintt(:,29))-
min(enintt(:,29)))+enintt(:,29);
% en interna do braço esquerdo
eninty(:,11)=(max(enintt(:,32))-
min(enintt(:,32)))+enintt(:,32);
% en interna do ante-braço esquerdo
%eninty(:,13)=enintt(:,26);
% en interna da mão esquerda

enintz(:,1)=(max(enintt(:,3))-
min(enintt(:,3)))+enintt(:,3);
% en interna do pé direito
enintz(:,2)=(max(enintt(:,6))-
min(enintt(:,6)))+enintt(:,6);
% en interna da perna direita
enintz(:,3)=(max(enintt(:,9))-
min(enintt(:,9)))+enintt(:,9);
% en interna da coxa direita
enintz(:,4)=(max(enintt(:,12))-
min(enintt(:,12)))+enintt(:,12);
% en interna do tronco
enintz(:,5)=(max(enintt(:,13))-
min(enintt(:,13)))+enintt(:,13);
% en interna do braço direito
enintz(:,6)=(max(enintt(:,16))-
min(enintt(:,16)))+enintt(:,16);
% en interna do ante-braço direito
%enintz(:,7)=enintt(:,14);
% en interna da mão direita

```



```

enintz(:,7)=(max(enintt(:,21))-
min(enintt(:,21)))+enintt(:,21);
% en interna do pé esquerdo
enintz(:,8)=(max(enintt(:,24))-
min(enintt(:,24)))+enintt(:,24);
% en interna da perna esquerda
enintz(:,9)=(max(enintt(:,27))-
min(enintt(:,27)))+enintt(:,27);
% en interna da coxa esquerda
enintz(:,10)=(max(enintt(:,30))-
min(enintt(:,30)))+enintt(:,30);
% en interna do braço esquerdo
enintz(:,11)=(max(enintt(:,33))-
min(enintt(:,33)))+enintt(:,33);
% en interna do ante-braço esquerdo
%enintz(:,13)=enintt(:,26);
% en interna da mão esquerda

%energia interna total (rotacional +
translacional)
%matriz com variáveis que farão parte do
calculo da energia interna SEM
TRANSFERÊNCIA (um pouco superestimado (+-
10%)
enint=enintx+eninty+enintz+enintr;

difx=diff(enintx);
tmisx=interpft(difx, nlinha+1);
%matriz da derivada de ene int normalizado
para tam inicial
tmix=sum(tmisx,2);
for i=1:nlinha
    if tmix(i) > 0
        tmiposx(i)=tmix(i);
    else
        tminegix(i)=tmix(i);
    end
end

tmitx=sum(tmiposx)/nstride;
tminegix=sum(tminegix);

dify=diff(eninty);
tmisy=interpft(dify, nlinha+1);
%matriz da derivada de ene int normalizado
para tam inicial
tmiy=sum(tmisy,2);
for i=1:nlinha
    if tmiy(i) > 0
        tmiposy(i)=tmiy(i);
    else
        tminegy(i)=tmiy(i);
    end
end

tmity=sum(tmiposy)/nstride;
tminegy=sum(tminegy);

difz=diff(enintz);
tmisz=interpft(difz, nlinha+1);
%matriz da derivada de ene int normalizado
para tam inicial
tmiz=sum(tmisz,2);
for i=1:nlinha
    if tmiz(i) > 0
        tmiposz(i)=tmiz(i);
    else
        tminegz(i)=tmiz(i);
    end
end

tmitz=sum(tmiposz)/nstride;
tminegz=sum(tminegz);

difr=diff(enintr);
tmisr=interpft(difr, nlinha+1);
%matriz da derivada de ene int normalizado
para tam inicial
tmir=sum(tmisr,2);
for i=1:nlinha
    if tmir(i) > 0
        tmiposr(i)=tmir(i);
    else
        tminegr(i)=tmir(i);
    end
end

tmitr=sum(tmiposr)/nstride;
tminegr=sum(tminegr);

tmit=tmitx + tmity + tmitz + tmitr;
tmineg=tminegix + tminegy + tminegz +
tminegr;

% CALCULO DO TRABALHO MECANICO INTERNO na
unidade da distância e peso
tmitr=tmit/pc/dist;
% trabalho mecânico por kg por metro
percorrido

% MATRIZ DA ENERGIA INTERNA COM
TRANSFÊRENCIA ENTRE SEGMENTOS DO MESMO
MEMBRO
%este calculo deve ser feito somando as
curvas ek/tempo dos segmentos para cada
membro (ex: pé, perna e coxa direita)
membro(:,1)=sum(enint(:,1:3),2);
%perna direita (pé, perna, coxa)
membro(:,2)=sum(enint(:,5:6),2);
%braço direito (mão, ante-braço, braço)
membro(:,3)=sum(enint(:,7:9),2);
%perna esquerda (pé, perna, coxa)
membro(:,4)=sum(enint(:,10:11),2);
%braço esquerdo (mão, ante-braço, braço)
membro(:,5)=enint(:,4);
%tronco e cabeça

for i=1:nlinha
    for j=1:5
        if membro(i,j) > 0
            membropos(i,j)=membro(i,j);
        else
            membroneg(i,j)=membro(i,j);
        end
    end
end

tmitmembro=sum(sum(membropos))/nstride;
tmitmembror=tmitmembro/dist/pc;

%calculo do trabalho interno predito pela
eq. do Minetti (1998)

tcontato=stime(:,3)-stime(:,2);
tcontatom=mean(tcontato)*dt;
df=tcontatom/T;
tmitminetti=0.1*(1/T)*vh*(1+(df/(1-
df))^2);

%CALCULO DO TRABALHO TOTAL
%SEM TRANSFERÊNCIA
ttotal=tmet+tmit;
%trabalho total sem transferência

```

```

ttotalr=ttotal/dist/pc;          %trabalho
total sem transferência relativo à mc e
dist (Joules por quilograma por metro
percorrido)

%COM TRANSFERÊNCIA ENTRE SEGMENTOS DE
MESMOS MEMBROS
ttotalt=tmet+tmit;          %trabalho total COM
transferência
ttotaltr=ttotalt/dist/pc;    %trabalho
total COM transferência relativo à mc e
dist (Joules por quilograma por metro
percorrido)
pmectotal=ttotalr*vh;

disp ('qual e a potencia metabolica nesta
velocidade?');
pmet=input('potencia metabolica: ');%em
W/kg
C=pmet/vh %custo de transporte em Jkgm

Eff=pmectotal/pmet;

% vetor energia interna

%
dadosint=[tmitmembror,tmit,ttotalt,ttotaltr
];

% vetor dos dados finais

%dados=[tmet,tmetr,Recovery,tmvt,tmht,tmvtr
,tmhtr,T,C,Eff,dist,tmitmembror,tmitmembro,
tmit,tmitr,tmitminetti,ttotalt,ttotaltr];

dados=[tmetr,tmvtr,tmhtr,tmitr,ttotaltr,pme
ctotal,Recovery,Rstep_media,...
Rint_media,Eff,pmet,C,dist,T];

%dados=[Tpassomed,TpassoDP,Dpasso,mediaFAe,
dpFAe,mediaFAd,dpFAd,mediaFBe,dpFBe,mediaFB
d,dpFBd];

% dados1=[];
% matrizfinal(i2,6)=[dados(i2)];
% end

%salvar os dados de interesse
save 'dados.txt' dados -ascii;
%save 'dadosint.txt' dadosint -ascii;s

%save 'Etot.txt' Etot -ascii;

% 20 de outubro de 2010:revisando rotina
com a Naty
% Alterações dia 27 de fevereiro
% Revisado 7 de março: Renata e Artur
%revisão tempo de passada média, distância
passada média: Renata, 26 de março

```