Tese

Comportamento de parâmetros metabólicos, biomecânicos e eletromiográficos na caminhada de indivíduos portadores de insuficiência cardíaca e transplantados cardíacos

Autora: Renata Luísa Bona

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
Programa de Pós Graduação em Ciências da Saúde: Cardiologia e Ciências Cardiovasculares

Comportamento de parâmetros metabólicos, biomecânicos e eletromiográficos na caminhada de indivíduos portadores de insuficiência cardíaca e transplantados cardíacos

Autora: Renata Luísa Bona
Orientadora: Nadine Oliveira Clausell

Documento apresentado como requisito para obtenção do grau de Doutor ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde, Área de Concentração: Cardiologia e Ciências Cardiovasculares, da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Porto Alegre
Dezembro 2015

CIP - Catalogação na Publicação

Bona, Renata Luísa
Comportamento de parâmetros metabólicos, biomecânicos e eletromiográficos na caminhada de indivíduos portadores de insuficiência cardíaca e transplantados cardíacos / Renata Luísa Bona. -- 2015.
94 f.

Orientador: Nadine Oliveira Clausell.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Faculdade de Medicina, Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde: Cardiologia e Ciências Cardiovasculares, Porto Alegre, BR-RS, 2015.

1. Custo de Transporte. 2. Pêndulo Invertido. 3. Custo Eletromiográfico. 4. Marcha. 5. Pacientes Cardiopatas. I. Oliveira Clausell, Nadine, orient. II. Título.

Elaborada pelo Sistema de Geração Automática de Ficha Catalográfica da UFRGS com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

Dedico esta tese a minha família, pela presença, compreensão e amor. Em especial ao meu marido pelo apoio e encorajamento diário.

Agradecimentos

Durante este período de formação acadêmica e pessoal, tive o apoio de muitas pessoas para concluir esta etapa. Sou muito grata a todos.

Ao professor Jorge Pinto Ribeiro pelo incentivo à pesquisa, pelos desafios e pela busca pela verdade. Professor, foste um grande exemplo acadêmico e profissional, mostrou-me que o trabalho científico compreende verdade, crítica, ética e disposição de aprender constantemente.

À professora Nadine Oliveira Clausell que aceitou a tarefa de continuar este projeto, sempre com disposição, procurando auxiliar em tudo que fosse possível, muito obrigada.

Ao professor Flávio Castro que ajudou em meu amadurecimento científico com sua perspicácia profissional e importantíssimo suporte nesta fase de minha formação, sempre solicito.

Ao professor Carlo Biancardi pelos aprendizados diários e disponibilidade.

Aos demais professores do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde, Cardiologia e Ciências Cardiovasculares que me forneceram aulas de grande qualidade, fundamentais para meu crescimento como investigadora e docente. À Sirlei, secretaria do Programa, por sua disponibilidade em ajudar durante todas as etapas.

Aos funcionários do Laboratório de Pesquisa do Exercício Físico (LAPEX) pela disponibilidade em agendamentos, retiradas e devoluções semanais dos equipamentos.

Aos pacientes que se dispuseram a participar do estudo.

Aos meus pacientes que me permitiram aplicar e ensinar o que aprendo diariamente.

Aos colegas biomecânicos que tornaram possível a conclusão desta tese: Paula Figueiredo da Silva, Marcela Sanseverino, Jorge Storniolo, Artur Bonezi dos Santos e Germán Pequera.

Aos meus amigos, sempre dispostas a ajudar, pelas conversas, discussões e trocas de conhecimentos.

A minha mãe e a meu pai pelo apoio e incentivo que recebo desde os anos iniciais na escola, pelo amor e carinho com que entendiam toda ausência por este período. Ao meu irmão por me fortalecer na busca de meus objetivos, bem como pelo incentivo e compreensão. Estar ausente me fez apreender que nada vale a pena se não é possível dividir fracassos e conquistas com aqueles que amamos.

Ao meu marido pelo amor, companheirismo, carinho e muita paciência. Durante todos os momentos esteve ao meu lado, não permitindo que eu desistisse deste sonho. Teu amor foi fundamental para concluir esta etapa.

Agradeço a Deus por todos que estiveram próximos e a minha vida.

A menos que modifiquemos a nossa maneira de pensar, não seremos capazes de resolver os problemas causados pela forma como nos acostumamos a ver o mundo.

Albert Einstein (1879- 1955)

Sumário

1 Introdução *14*

2 Revisão da Literatura *15*

2.1 Insuficiência Cardíaca e Alterações Físicas *15*

2.2 Transplante Cardíaco e Alterações Físicas *17*

2.3 Parâmetro Metabólico: Custo de Transporte na Caminhada *19*

2.4 Parâmetros Biomecânicos: Modelo Pendular e Estabilidade Dinâmica *22*

2.5 Parâmetros Eletromiográficos: Coativação e Custo Eletromiográfico *26*

3 Justificativa *29*

4 Hipótese - ARTIGO 1 *30*

5 Objetivo Geral - Artigo 1 *30*

5.1 Objetivos Específicos *30*

6 Hipótese – Artigo 2 *31*

7 Objetivo Geral - Artigo 2 *31*

7.1 Objetivos Específicos *31*

8 Referências da Revisão e dos Apêndices *32*

Artigo 1 *38*

Artigo 2 *57*

Conclusão *76*

APÊNDICE 1: Parâmetros cinemáticos e trabalho mecânico *78*

APÊNDICE 2: Índice de Reabilitação - estimativa da velocidade ótima de caminhada. *85*

APÊNDICE 3: Considerações a respeito do custo eletromiográfico *87*

APÊNDICE 4: Posicionamento dos eletrodos para coleta de dados de EMG *90*

Lista de Abreviaturas, Símbolos e Unidades

3D	tridimensional
C	custo de transporte
CEMG	custo eletromiográfico
CM	centro de massa corporal
cm	centímetro
CO_2	dióxido de carbono
CP	comprimento da passada
Dvideow	*Digital Video for Biomechanics*
Eff	eficiência mecânica
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
$\dot{E}$	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
EMG	eletromiografia de superfície (representação da atividade elétrica muscular)
FC	frequência cardíaca
h	hora

ICC	insuficiência cardíaca crônica
iEMG	integral eletromiográfica
IR	índice de recuperação
J	joule
$J.kg^{-1}.m^{-1}$	joules por quilograma metro
Kg	quilograma
Km	quilômetro
m	metro
Matlab	*Matrix Laboratory for Engineer*
$m.s^{-1}$	metro por segundo (medida de velocidade)
nFr	número de Froude
O_2	oxigênio
recovery	percentual de reconversão entre energia potencial gravitacional e energia cinética
RMS	*root-mean-square*
s	segundo
SPSS	*Statistical Package for Social Sciences*
TC	transplante cardíaco
VAS	velocidade autosselecionada
$V_{ótima}$	velocidade ótima
VO_2	consumo de oxigênio
$VO_{2máx}$	consumo máximo de oxigênio
$VO_{2\ pico}$	consumo de oxigênio de pico
W_{ext}	trabalho mecânico externo
W_{int}	trabalho mecânico interno
W_{tot}	trabalho mecânico total

Lista de Figuras

Figura 1: Fatores que afetam a estrutura da musculatura esquelética e metabolismo. Modificado de Lund et al. 2001 (11). 16

Figura 2: Custo de transporte ($J.kg^{-1}m^{-1}$) e velocidade de locomoção ($km \cdot h^{-1}$), adaptado de Saibene e Minetti 2003 (34). 21

Figura 3: Comportamento da energia potencia e cinética durante uma passada (refere-se ao membro inferior direito, em cor preta na figura). 22

Figura 4: Modelo do pêndulo invertido (a) e Comportamento das energias mecânicas (b) durante a caminhada, Ep é a energia potencial; Ekv é a energia cinética vertical, Ekf é a energia cinética horizontal e t é o tempo em segundos (s). 23

Figura 5: Modelo conceitual para definição do aumento do consumo energético. 26

Figura 6: Exemplo da aquisição das imagens das duas câmeras posicionadas no local da coleta e unidade de sincronismo. (a) é referente a câmera 1, (b) é referente a câmera 2 e (c) é a unidade de sincronismo, onde acima em branco o *trigger* e abaixo em preto o *led* (azul), utilizados para obter a simultaneidade para análise dos dados. 79

Figura 7: Calibrador tridimensional. 79

Figura 8: Representação dos marcadores reflexivos sobre os pontos anatômicos. 80

Figura 9: Sinal EMG filtrado, retificado e suavizado, dividido em três áreas pelas linhas cinzas tracejadas: (a) primeira metade da fase de contato – contração excêntrica, (b) segunda metade da fase de contato – contração concêntrica e (c) fase de balanço – contração isométrica. Setas pretas indicam momento de contato e despregue. 88

Figura 10: a) Eletrodo de superfície. b) Eletrodos nos músculos avaliados. 90

Figura 11: Eletromiógrafo Miotool 400 de 4 canais (Miotec). 91

Figura 12: Posicionamento dos eletrodos (imagens obtidas do projeto Seniam). 93

Lista de Equações

Equação 1 20
Equação 2 23
Equação 3 27
Equação 4 81
Equação 5 81
Equação 6 81
Equação 7 81
Equação 8 82
Equação 9 82
Equação 10 82
Equação 11 83
Equação 12 83
Equação 13 83
Equação 14 83
Equação 15 84
Equação 16 85
Equação 17 86
Equação 18 86
Equação 19 89
Equação 20 89
Equação 21 89
Equação 22 89

Resumo

A insuficiência cardíaca (ICC) altera de forma relevante a caminhada. São encontradas características como, por exemplo, redução da velocidade, fadiga precoce, hiperventilação, e estas limitam a capacidade do indivíduo de manter a caminhada por um longo período, sendo necessárias diversas pausas para o organismo se recuperar. Pacientes que realizaram transplante cardíaco (TC) também apresentam alterações físicas, relacionadas à situação pré-operatória e ao pós-operatório, porém, para esta população, não foram encontrados estudos sobre a mecânica e eletromiografia da caminhada. **Objetivo:** o objetivo desta pesquisa foi verificar e comparar variáveis metabólias (custo de transporte - C, eficiência ventilatória), biomecânicas (*recovery*, trabalho mecânico interno - W_{int}, trabalho mecânico externo - W_{ext}, trabalho mecânico total - W_{tot}, eficiência mecânica - *Eff*) e eletromiográficas (custo eletromiográfico - CEMG e coativação no membro inferior) durante a caminhada na esteira rolante, em diferentes velocidades, de pacientes portadores de ICC, pacientes com TC e grupo controle saudável. **Métodos:** participaram desta pesquisa 12 pacientes portadores de ICC, 12 controles (pareado por sexo e idade) e 5 paciente com TC. Foi realizada análise do consumo de oxigênio, ao mesmo tempo cinemetria 3D (duas câmeras de vídeo) e atividade eletromiográfica (quatorze músculos). Para garantir a simultaneidade dos dados foi utilizada uma unidade de sincronismo. Após definir a velocidade autosselecionada (VAS) foram determinadas mais quatro velocidades de caminhada para o protocolo. Além da autosselecionada foram definidas duas velocidades acima (+40 e +20%) e abaixo (-40 e -20%) desta. Para os dados de C**,** *recovery*, W_{int}, W_{ext}, W_{tot}, *Eff*, CEMG e coativação foram utilizadas rotinas desenvolvidas em *Matlab*®. **Resultados:** pacientes portadores de ICC e TC apresentam maior C, $W_{int,}$ W_{ext} e W_{tot}, CEMG e % coativação no membro inferior, menor *recovery* e *Eff* na VAS quando comparados aos controles. A economia e otimização do mecanismo pendular em pacientes portadores de ICC e TC ocorrem em velocidades acima da VAS. Eles não elegem a velocidade ótima como a VAS, como ocorreu no grupo controle. O C e o CEMG apresentam a mesma característica, com maior economia nas velocidades acima da VAS. Além disso, a otimização da mecânica da caminhada, como o observado no *recovery*, também ocorre acima da VAS. **Conclusão:** essas novas informações a respeito da caminhada destes grupos sugerem que intervenções durante a reabilitação e treinamento físico tenham como objetivos o aumento da velocidade de caminhada.

PALAVRAS CHAVES: Custo de Transporte; Pêndulo Invertido; Custo EMG; Marcha; Paciente Cardiopata.

Apresentação

A busca de avanços no conhecimento sobre portadores de insuficiência cardíaca e transplantados cardíacos motivou uma abordagem biomecânica e neuromuscular sobre os padrões de caminhada desses indivíduos.

Dessa maneira, essa tese segue as normas do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde Cardiologia e Ciências Cardiovasculares se constitui dos seguintes tópicos:

Tópicos 1 e 2: compreende uma introdução geral seguida dos cinco temas da revisão de literatura.

Tópico 3 constitui a justificativa, então são apresentados os objetivos e hipóteses de cada artigo (tópicos 4 a 7) bem como a bibliografia geral (tópico 8).

Na sequencia é apresentado o artigo 1 e após o artigo 2.

Finalmente a conclusão geral da tese e complementando quatro (04) apêndices (esclarecimentos metodológicos e técnicos relevantes aos artigos).

1 Introdução

A principal causa de mortalidade por doenças não infecciosas são as doenças cardiovasculares. A insuficiência cardíaca crônica é uma doença que está aumentando como importante problema de saúde pública nas últimas décadas (1).

A insuficiência cardíaca crônica (ICC) altera de forma relevante a caminhada de acometidos (2, 3). São encontradas, por exemplo, redução da velocidade, fadiga precoce e hiperventilação. Tais alterações limitam a capacidade do indivíduo em manter a caminhada por um longo período, sendo necessárias diversas pausas para o organismo se recuperar. A última opção de tratamento para pacientes com ICC de alto risco (consumo de oxigênio máximo - $VO_{2máx}$ abaixo de 14 ml/min/kg^{-1} - variável considerada bom preditor de mortalidade) (4) é o transplante cardíaco (TC). O paciente que realizou TC apresenta melhora na qualidade de vida, porém ocorrem alterações físicas relacionadas ao pós-operatório como atrofia muscular, menor capacidade aeróbia máxima, normalmente decorrentes da inatividade pré-operatória e de fatores como diferença de superfície corpórea doador/receptor, denervação do coração, entre outros (5). Não foram encontrados dados na literatura a respeito de caminhada de pacientes com TC.

Atividades diárias são consideradas difíceis para os pacientes com ICC (4) e poderia ser uma atividade confortável para os pacientes que realizaram TC, pois nesta condição, há um novo coração sem limitações funcionais resultando em um padrão de caminhada mais próximo de indivíduos sem restrições de ordem física ou neurológica (6). Desta forma, a revisão de literatura que segue será conduzida para compreendermos as alterações físicas destes pacientes (ICC e TC), as medidas e os métodos utilizados para construção desta pesquisa, que podem auxiliar na avaliação, reabilitação e treinamento físico destes indivíduos. Assim, esta tese será dividida de acordo com os cinco temas utilizados, a saber: (2.1) insuficiência cardíaca e alterações físicas; (2.2) transplante cardíaco e alterações físicas; (2.3) parâmetro metabólico: custo de transporte na caminhada; (2.4) parâmetros biomecânicos: modelo pendular e estabilidade dinâmica; (2.5) parâmetros eletromiográficos: custo eletromiográfico e coativação.

2 Revisão da Literatura

2.1 Insuficiência Cardíaca e Alterações Físicas

A ICC é uma síndrome clínica de alta prevalência desenvolvida em resposta a um dano, que gera diminuição da capacidade do coração de bombear sangue para o corpo. É caracterizada por uma série de fenômenos como: fadiga, dispneia e limitação aos esforços físicos (7). Estes sintomas são decorrentes de alterações hemodinâmicas e metabólicas, como resposta anormal do débito cardíaco ao exercício, bem como de fatores localizados n músculo esquelético (8).

Uma das principais características da ICC é a intolerância ao exercício físico (9). A incapacidade do coração de bombear sangue para suprir as necessidades do corpo provoca aumento das atividades do sistema simpático, levando à vasoconstrição periférica. Isto leva à diminuição do fluxo no nível das arteríolas renais, fazendo com que as células justaglomerulares liberem renina, dando origem à síntese de angiotensina (ang II). Esse peptídeo do sistema renina-angiotensina-aldosterona estimula a liberação de vasopressina e aldosterona, o que provoca a retenção de água e solutos. A ang II atua também nos terminais simpáticos, provocando doses adicionais de noradrenalina. Toda esta cascata de eventos resulta em excesso de atividade simpática, refletindo em implicações cardiovasculares expressivas (figura 1) (10).

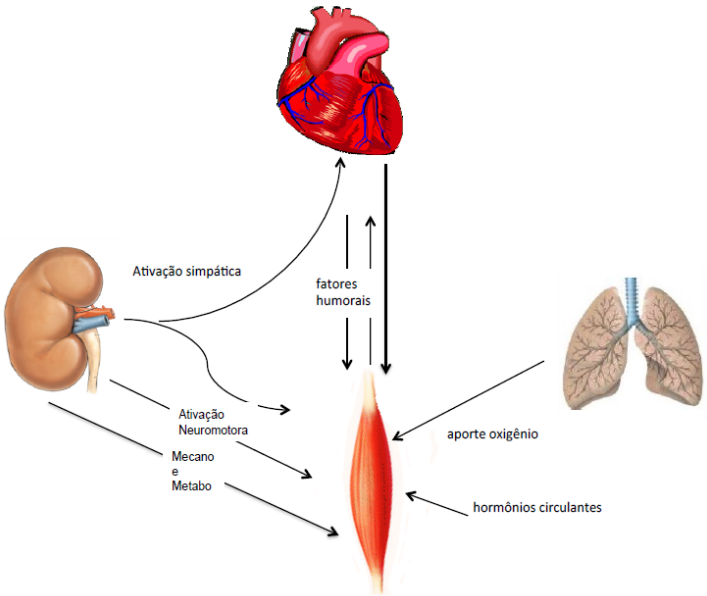


Figura 1: Fatores que afetam a estrutura da musculatura esquelética e metabolismo. Modificado de Lund et al. 2001 (11).

Em fase final, esse processo resulta em intolerância ao exercício, sendo um dos principais sintomas a dispneia. A hiperventilação, resultado da dispneia, pode ter relação com a síndrome da disfunção progressiva da musculatura esquelética, frequente em pacientes com ICC (10). Desta forma, estes pacientes podem apresentar respostas anormais da mecânica pulmonar, incluindo resposta ventilatória aumentada, combinado com redução da complacência do pulmão e possibilitando aumento na resistência das vias aéreas. Este processo acaba levando à limitação da difusão do oxigênio do pulmão para o sangue (10,12).

Estas alterações na distribuição do oxigênio prejudicam o trabalho da musculatura respiratória e possuem relação direta com o desempenho. Em pesquisa realizada com biópsia do músculo esqulético, foi encontrada redução de aproximadamente 20% da densidade mitocondrial, redução na densidade capilar, possível comutação para fibras de contração rápida (tipo IIb), redução do tamanho das fibras por área para fibras de contração lenta, o que contribui para a incapacidade de manter por um longo período em algum exercício físico. O resultado destas alterações são acidose e fadiga muscular precoce no exercício (5). Os níveis elevados de

lactato sanguíneo elevado tem como provável responsável à alteração do metabolismo muscular (13). Salienta-se que a medida do consumo máximo de oxigênio ($VO_{2máx}$) e da capacidade de tolerância ao exercício estão relacionadas a severidade da ICC (14).

Esta intolerância ao exercício físico é relatada como sensação de fadiga nos membros inferiores. Uma forma de detectar a fadiga é por meio da eletromiografia de superfície. Schulze *et al.* (15) encontraram forte correlação entre a fadiga e a diminuição da atividade eletromiográfica (EMG), diminuição de força durante a contração isométrica máxima e da área de secção transversa do quadríceps em ICC. Wilson et al. (16) encontraram elevado pico da iRMS (integral *root-mean-square*) do vasto lateral durante o teste de exercício máximo na bicicleta. Este resultado indica diminuição da eficiência neuromuscular, achados condizentes com a resposta de fadiga muscular (16).

As mudanças hemodinâmicas e metabólicas citadas desencadeiam modificações da dinâmica da caminhada. Esse fator pode ser limitante, influenciando a habilidade para atingir a estabilidade dinâmica ao caminhar, tornando o movimento de caminhar ineficiente e assim contribuindo para a intolerância ao exercício (2,3).

Estudos prévios mostraram que indivíduos com insuficiência cardíaca realizam passos com menor comprimento, elevada frequência de passada e instabilidade de caminhada, resultando em alta variabilidade do padrão de caminhada (2,3). Estas alterações podem elevar o VO_2 (em exercício submáximos) e o custo de transporte (C), estando relacionadas à velocidade autosselecionada de caminhada (VAS) - este assunto junto com o C serão discutidos no capítulo 2.3- como estudos prévios mostram em outras populações (17,18,19).

2.2 Transplante Cardíaco e Alterações Físicas

O TC é a escolha quando os pacientes com ICC atingem um estágio avançado/terminal da doença. Os pacientes com ICC obtêm aumento na sobrevida e melhora na qualidade de vida após o TC (20).

O paciente pós transplantado apresenta intolerância ao exercício físico por alteração no desempenho hemodinâmico e metabólico, resultante de anormalidades cardíacas, vascular, músculo-esquelética e pulmonar. Isso poderia ser explicado, em parte, pela falência cardíaca pré-transplante, pelo ato cirúrgico, pelo período de hospitalização, pela utilização de imunossupressores, pelo número de episódios de rejeição e pelo tempo de transplante (20).

Algumas das alterações hemodinâmicas e metabólicas serão brevemente descritas. A denervação reflete em respostas anormais durante o exercício. Savin et al. (21) descrevem que as alterações encontradas após a denervação refletem em respostas diferentes para indivíduos saudáveis e transplantados em teste máximo na esteira. Os pacientes com TC possuem uma menor capacidade de responder às demandas necessárias de oxigênio durante o exercício. Ocorre também trabalho ventilatório excessivo do transplantado, caracterizado por valores mais elevados dos equivalentes ventilatórios para O_2 e CO_2 em exercícios submáximos. A ventilação pulmonar no pico do exercício caracteriza-se por valores significativamente reduzidos nos transplantados em relação a indivíduos saudáveis. Pope (1980) (22) e Savin (1980) (21) atribuíram a resposta ventilatória excessiva à atenuação da curva do débito cardíaco durante o exercício, secundariamente à denervação cardíaca com alteração na relação ventilação-perfusão e aumento do espaço morto fisiológico. Mandak et al. (23) sugerem que não ocorre reinervação funcional significante, mesmo após longo tempo pós transplante (60 meses), pois foram encontradas alterações na resposta da frequência cardíaca durante o exercício (23).

A frequência cardíaca de repouso é elevada quando comparada à frequência de saudáveis, e é encontrado atraso na resposta durante o exercício para atingir a frequência cardíaca máxima, bem como para sua diminuição no período de repouso. O VO_2 máximo apresenta valores menores, o que pode ter relação com fatores como: disfunção sistólica e diastólica; atrofia muscular; anormalidades metabólicas decorrentes da ICC (que persistem após o transplante); utilização de fármacos que reduzem a capacidade de exercício; estimulação simpática decorrente do uso de imunossupressores (24).

Ocorre também redução da complacência arterial em TC que pode ser reflexo da hipertensão induzida pela ciclosporina (fármaco imunossupressor) por meio de um declínio da vasodilatação periférica. Também ocorre maior atividade simpática que pode levar a aumento no tono da musculatura lisa das artérias e assim aumentar a rigidez dos vasos.

Mesmo após o sucesso do TC, as alterações durante o exercício persistem por períodos indefinidos, pois ocorre atrofia das fibras musculares, diminuição do percentual de fibras tipo I, aumento no percentual de fibras tipo IIb e dificuldade de perfusão sanguínea na musculatura esquelética, gerando fadiga precoce. Estas alterações os acompanham desde a ICC. Ainda, o tratamento a longo prazo com imunossupressores, como ciclosporina e prednisona, alteram a estrutura musculoesquelética. Efeitos negativos para o desempenho durante o exercício foram encontrados para a prednisona em humanos (25) e para a ciclosporina em modelos animais (26, 27). Lampert et al. (1996) (28) encontraram diminuição da rede de capilares e da razão capilar/fibra em indivíduos pós TC. Todas estas alterações limitam a capacidade de realizar exercício físico.

Diversos estudos (24,28,29) sugerem que programas de reabilitação aumentam a capacidade de realizar trabalho e melhoram a qualidade de vida, gerando melhoras na captação de oxigênio, aumento do pico de VO_2, da FC, massa magra, redução da pressão sistólica e diastólica, e FC de repouso. Não foram encontrados estudos sobre características da biomecânica da caminhada nem aspectos eletromiográficos da musculatura esquelética em pacientes com TC.

2.3 Parâmetro Metabólico: Custo de Transporte na Caminhada

A caminhada e a corrida são habilidades motoras complexas que incorporam vários níveis do sistema nervoso e muscular. Uma série de pesquisas tem priorizado a demanda aeróbica e o custo de transporte (C) dessas duas locomoções (17,18,19,30).

Nas análises da mecânica e da energética da caminhada é utilizada uma medida denominada C. Schmidt-Nielsen 1972 (31), ao observar a locomoção em diferentes formas,

relacionou a energia despendida por unidade de distância percorrida e denominaram C. Outros pesquisadores também estudaram a mesma variável, como os engenheiros Margaria em 1938 (32) e Gabrielle e Von Karmam em 1950 (33), porém com nomenclatura diferente. O C é o dispêndio energético líquido necessário para locomover o sujeito em uma determinada distância. A unidade utilizada para esta variável é $J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$ (34).

Para obter a medida do C é necessário, após a análise qualitativa dos dados metabólicos, a média dos valores de VO_2 relativo durante o exercício (últimos dois minutos da caminhada em cada velocidade realizada) que é subtraído pelo valor do VO_2 pré exercício (medida obtida em ortostase pré exercício). Os dados de VO_2 são relativizados pela massa corporal. Após, os valores são convertidos para Joules (J) utilizando um equivalente energético (35) e dividido por 60 segundos. Esse equivalente energético, segundo Blaxter (1989), é de 20,1 $J \cdot ml^{-1}$ para um QR médio igual a 0,81 que representa uma via aeróbia de caminhada, utilizado em outros estudos (18,19). Equação final para obter o C:

$$C = \frac{\dot{E}}{v}$$ **Equação 1**

onde C é o custo de transporte, $\dot{E}$ é a potência metabólica e v é a velocidade em metros por segundo.

Em sujeitos sem restrições de ordem física ou neurológica o C atinge o mínimo - ou seja, maior economia de caminhada - na velocidade ótima (aproximadamente 4 – 4,5 $km \cdot h^{-1}$) a qual é a mesma da VAS nessa população (34, figura 2).

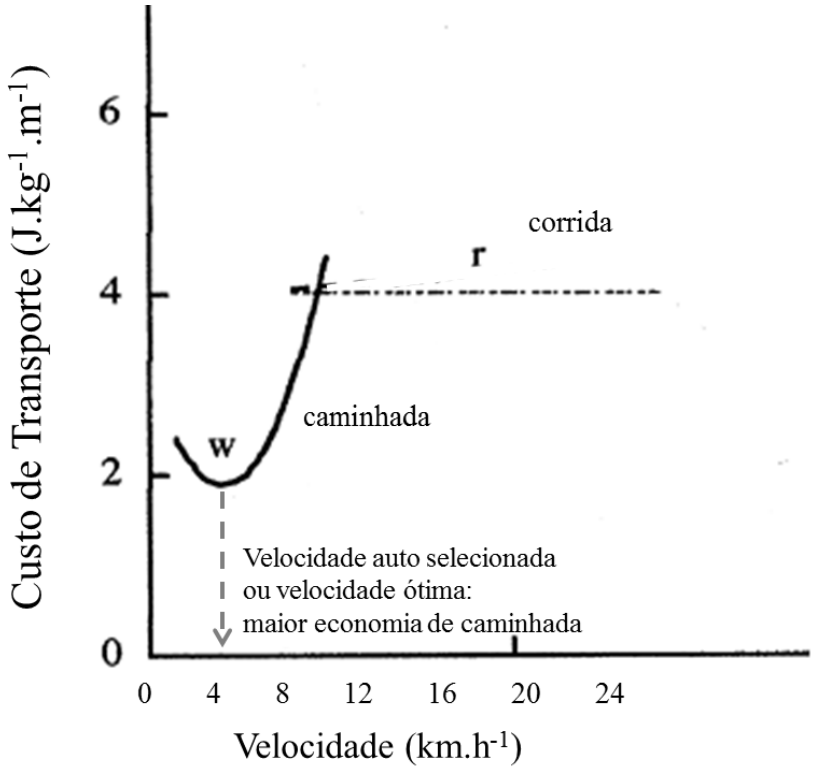


Figura 2: Custo de transporte ($J.kg^{-1}m^{-1}$) e velocidade de locomoção ($km \cdot h^{-1}$), adaptado de Saibene e Minetti 2003 (34).

Em populações com restrições, como o caso de amputados (19) ou indivíduos com sequelas de acidente vascular encefálico ou crianças com paralisia cerebral (17) ou pacientes com ICC a velocidade ótima de caminhada não coincide com a VAS. Assim essas populações são menos econômicas durante a caminhada (36).

Em pacientes portadores de ICC, a capacidade de caminhada é um fator importante para verificar a qualidade de vida. Beneke e Meyer (37) analisaram o C antes a após pacientes com ICC serem expostos a um programa de treinamento de 3 semanas, houve uma melhora na economia de caminhada, bem como aumento da velocidade autosselecionada. Isso indica que o treinamento contribui para uma mudança metabólica favorável com efeitos positivos na economia da caminhada (37). Figueiredo et al. (2013)(36) encontraram C elevado para pacientes com ICC, a maior economia não foi encontrada na VAS, e mostraram que a eficiência ventilatória (VE/VCO_2) é um fator determinante para a escolha da VAS em pacientes com ICC.

Pacientes com ICC tem intolerância à prática de exercícios e isso pode estar associado com a fadiga muscular precoce, que podem gerar mudanças no padrão de caminhada. Não foram encontrados estudos sobre C em pacientes com TC. Apesar de estes apresentarem alterações fisiológicas durante o exercício físico e a caminhada ser uma atividade do dia-a-dia, essa análise não foi encontrada para esta população. Medidas como o *recovery*, obtido através do modelo pendular e a estabilidade de caminhada podem mostrar mudanças geradas pelos pacientes com ICC e TC. Com a diminuição destas alterações poderíamos encontrar maior economia de caminhada. No próximo capítulo será possível um melhor entendimento destas varáveis.

2.4 Parâmetros Biomecânicos: Modelo Pendular e Estabilidade Dinâmica

Uma forma de analisar a mecânica da caminhada é através do modelo do pêndulo invertido. Neste modelo o corpo humano está representado por um pêndulo e o centro de massa se localiza próximo da cicatriz umbilical. Durante a primeira fase da passada, a energia potencial aumenta e a energia cinética diminui. Na segunda fase da pasada, a energia potencial diminui e a energia cinética aumenta (figura 3).

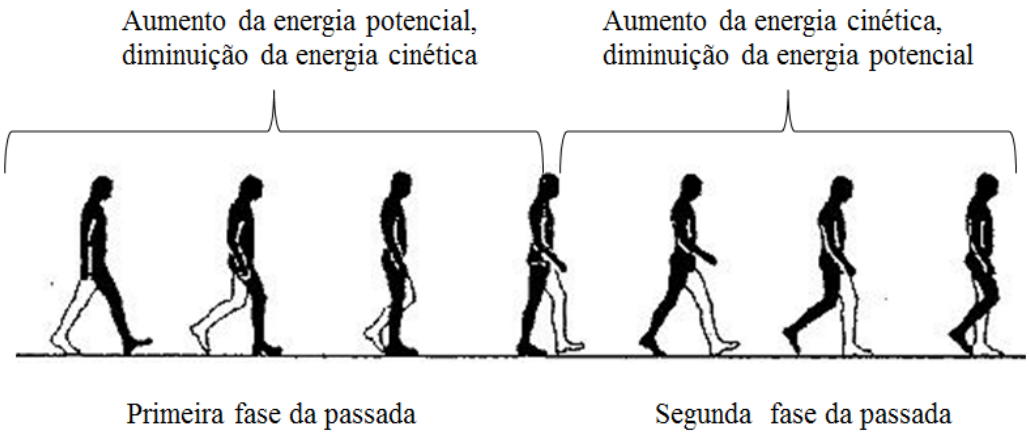


Figura 3: Comportamento da energia potencia e cinética durante uma passada (refere-se ao membro inferior direito, em cor preta na figura).

As energia cinética e potencial se comportam em oposição de fase, gerando uma reconversão entre elas (18, 38, 39) (figura 4a), sendo essas transformações entre as energias mensurável pela variável *recovery*.

Segundo Cavagna *et al.* (1976) (38) o *recovery* é o parâmetro que quantifica a capacidade de utilizar a energia mecânica através do modelo do pendulo invertido observado em uma passada(figura 4b). Quanto mais otimizada a reconversão (entre as energias cinética e potencial) menor será a quantidade de energia metabólica necessária para manter o sistema em movimento. Esta variável reflete a eficiência do mecanismo pendular. Os seres humanos não obtém uma troca completa no *recovery*, como ocorre no modelo físico (100%). No entanto, a reconversão entre as energias é moderadamente elevada (60%), sendo dependente da velocidade de caminhada (38, 39).

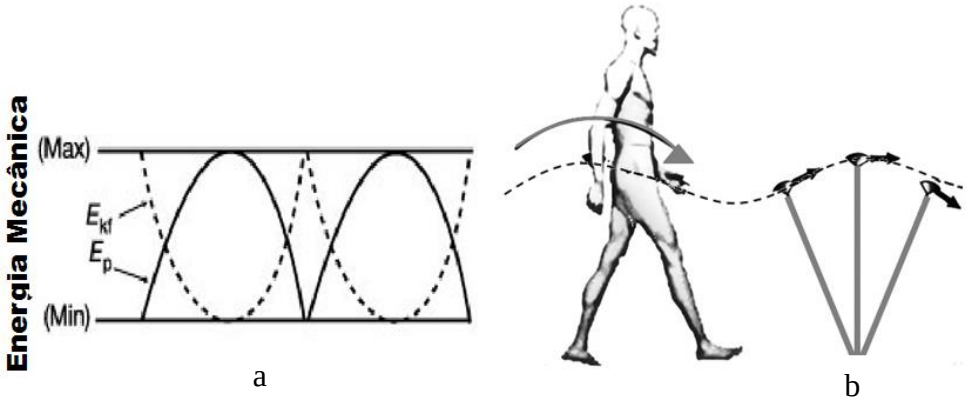


Figura 4: Modelo do pêndulo invertido (a) e Comportamento das energias mecânicas (b) durante a caminhada, Ep é a energia potencial; Ekf é a energia cinética horizontal e t é o tempo em segundos (s).

O *recovery* pode ser obtido por meio de medidas cinemáticas e utilizando a seguinte equação:

$$R(\%) = 100 \frac{|W_f| + |W_v| - W_{ext}}{|W_f| + |W|_v}$$ **Equação 2**

onde R é o *recovery*, W_h é o trabalho horizontal, W_v é o trabalho vertical e W_{ext} é o trabalho externo. W_h e W_v são componentes do W_{ext}.

O maior percentual de *recovery*, normalmente, ocorre na velocidade ótima. Em indivíduos sem restrições físicas, a velocidade ótima coincide com a VAS (18, 30, 38) e nesta velocidade ocorre o menor C (maior economia de caminhada). Em sujeitos com restrições físicas (hemiplégicos, amputados, crianças com paralisia cerebral), o *recovery* possui percentuais menores quando comparado a sujeitos sem restrições físicas, sugerindo que esse mecanismo minimizador de energia possa estar alterado quando ocorre alteração do padrão de caminhada, influenciando a escolha da VAS (17, 19). O *recovery* reflete a eficiência do mecanismo pendular e seu entendimento pode auxiliar na compreensão do padrão de caminhada e na reabilitação física dos pacientes com ICC e TC.

Além do modelo pendular, estudos da mecânica da locomoção utilizam a técnica da medida dos trabalhos mecânicos externo (W_{ext}), interno (W_{int}) e total (W_{tot}). O W_{ext} ou trabalho para elevar e acelerar o centro de massa corporal em relação ao ambiente externo é a soma dos incrementos positivos de energia total. O W_{int} constitui 25 a 40% do W_{tot} e é o trabalho para acelerar os segmentos corporais em relação ao centro de massa corporal. O trabalho total é o resultado da soma dos incrementos positivos do W_{ext} e do W_{int}.(38).

Variáveis como comprimento da passada e tempo da passada se relacionam com o W_{int}, pois, a medida em que a frequência da passada aumenta com o incremento da velocidade, ocorre aumento do W_{int}. Através da variação do comprimento e do tempo da passada, é possível avaliar a estabilidade dinâmica (40). A relação entre essa variável, o *recovery* e o C, pode explicar alterações no padrão de caminhada com melhor compreensão da eficiência do mecanismo minimizador de energia (pendulo).

A estabilidade dinâmica é outro fator que pode influenciar o aumento do C (figura 5). Pode ser definido como a habilidade de manter uma locomoção funcional apesar da presença de pequenos distúrbios cinéticos ou erros de controle neural e/ou motor (41,42). A estabilidade de caminhada requer análises que contam com parâmetros cinemáticos, como o tempo da passada, comprimento da passada e os deslocamentos angulares dos membros inferiores (43). 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 possibilita grande estabilidade ao caminhar, enquanto uma alta variabilidade de ângulo articular de membros inferiores durante o estado de equilíbrio na caminhada se associa com uma boa estabilidade (44). Ainda a escolha da velocidade de caminhada influencia a estabilidade dinâmica, ou seja, influencia a variabilidade dos parâmetros cinemáticos (43).

A estabilidade dinâmica é um fator importante para determinar a capacidade desses indivíduos caminharem, pois está relacionada à capacidade de se recuperar próximo de uma queda ou evitá-la. As medidas de variabilidade se relacionam com risco de queda (45,40), tornando-as úteis para avaliar a capacidade de caminhada. Uma das estratégias sugeridas pela literatura para medir a estabilidade é o coeficiente de variação do tempo e do comprimento da passada. Assim, a estabilidade reflete a variabilidade da caminhada, quanto maior a variabilidade do tempo, comprimento e frequencia da passada maior será a instabilidade na caminhada (40, 41,45).

Dessa forma, avaliar a variabilidade da locomoção, passada por passada na caminhada, oferece um meio complementar para quantificar a locomoção e mudanças no padrão de caminhada em função da idade ou alterações fisiológicas (42) como exemplifica a figura 5.

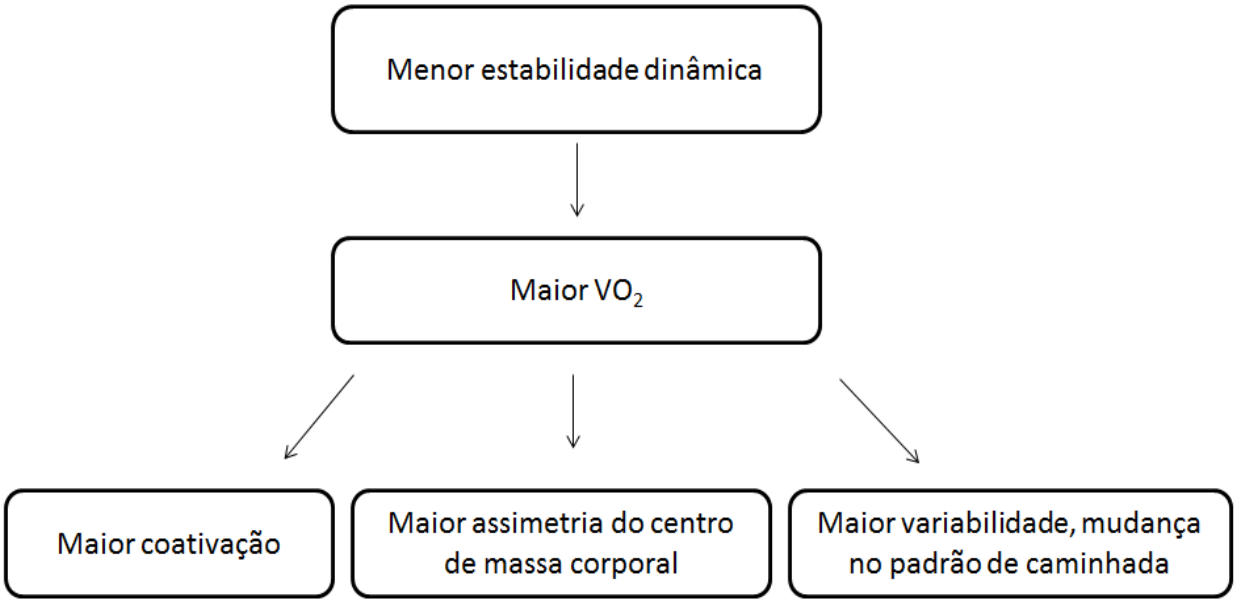


Figura 5: Modelo conceitual para definição do aumento do consumo energético.

Pacientes com ICC apresentam alteração da caminhada quanto ao comprimento da passada e maior variabilidade da frequência da passada, fazendo com que não atinjam a estabilidade desses parâmetros mecânicos. A instabilidade durante as passadas ou a caminhada mecanicamente ineficiente encontrada em pacientes com ICC contribui para a limitação ao exercício (3). Não foram encontrados estudos com análises de estabilidade dinâmica durante a caminhada em pacientes com TC. As alterações encontradas em pacientes com ICC, provavelmente, geram maior coativação das musculaturas agonistas e antagonistas durante a atividade de caminhada, sendo maiores percentuais de coativação relacionadas ao aumento do VO_2 (18). A coativação pode ser obtida através de dados eletromiográficos (EMG), e sabe-se que toda atividade EMG relaciona-se com uma quantidade de VO_2. A EMG será abordada no próximo capítulo.

2.5 Parâmetros Eletromiográficos: Coativação e Custo Eletromiográfico

A eletromiografia de superfície é uma técnica de pesquisa cujos resultados, quando analisados no domínio do tempo, representam o somatório dos potenciais de ação das unidades

motoras ativadas (sinal interferencial), referentes às fibras musculares monitoradas. Apesar de suas limitações a eletromiografia de superfície fornece informações para a quantificação da ativação muscular de movimentos dinâmicos complexos (46).

Por meio da quantificação da atividade eletromiográfica muscular de superfície no domínio do tempo é possível estabelecer se há alteração do padrão normalmente encontrado. O padrão de atividade eletromiográfica durante a caminhada de indivíduos saudáveis já está bem descrito na literatura (46, 47, 48 49). Durante a caminhada, menores coativações (ativação simultânea de músculos antagonistas em uma mesma articulação) sugerem um adequado controle do movimento (47, 50). Populações que mudam o padrão de caminhada – como pacientes com ICC (2, 3) – podem gerar maior coativação dos músculos, podendo contribuir para um aumento no C (51). Essa coativação pode ser necessária para manter a estabilidade corporal principalmente em situações de assimetrias no padrão locomotor (50). As alterações encontradas na caminhada de pacientes com ICC podem produzir maior consumo energético (2, 3), podendo refletir em maior C e custo eletromiográfico (CEMG), sendo dependentes da velocidade escolhida. Uma das formas de obtenção da coativação é (52):

$$Coativação = \frac{iEMG\ antagonista}{iEMG\ agonista}\ X\ 100$$ **Equação 3**

onde iEMG antagonista é a integral eletromiográfica do músculo antagonista e iEMG agonista é a integral eletromiográfica do músculo agonista.

Sabe-se que toda energia despendida pelos músculos possui uma correspondente quantidade de ativação eletromiográfica. Assim é possível pelo CEMG compreender o C e realizar associações entre eles. A análise específica do custo energético da locomoção humana por meio da eletromiografia foi proposta recentemente, sendo denominada de custo de ativação muscular ou CEMG (49, 53). O CEMG pode ser compreendido como o somatório de ativação

EMG em função da distância percorrida (49, 53). Para esta medida são necessárias a análise de músculos posturais e propulsores do movimento, e estes normalizados pela passada dividida em: primeira metade do apoio (fase de contração excêntrica), segunda metade do apoio (fase de contração concêntrica) e fase de balanço (fase de contração isométria). Os recortes da passada iniciam de acordo com o toque do calcanhar na esteira até o alinhamento do quadril com maléolo (1ª metade), deste ponto até e o despregue dos artelhos do pé (2ª metade), a partir do despregue dos artelhos até o toque do calcanhar é definido como fase de balanço (54). Esse recorte somente é possível através de algum sincronizador utilizado para a cinemetria e EMG. Com o sinal EMG e a divisão em tipos de contração, são utilizados equivalentes metabólicos descritos na literatura por Bigland-Ritchie e Woods (1976) (55) e divididos pelo comprimento da passada. A unidade utilizada é $J \cdot m^{-1}$. Por meio desta abordagem espera-se maior esclarecimento das características neuromusculares dos pacientes com ICC, podendo ser utilizada na reabilitação e treinamento desses.

Sabendo-se que os pacientes com ICC preferem velocidades mais baixas do que a velocidade ótima de caminhada (37, 36), supõe-se que isso acarrete em uma baixa eficiência mecânica. Isso gera situações de instabilidade dinâmica e assim maiores coativações musculares (como já descrito anteriormente). O custo EMG, nessas situações, auxilia o raciocínio de que a contribuição dos músculos que contraem isometricamente, principalmente os posturais, terão uma contribuição importante no alto dispêndio energético encontrado nesses indivíduos. Não foram encontrados estudos em indivíduos com ICC a respeito. Não foram encontrados na literatura estudos sobre o padrão EMG, eficiência mecânica, C na atividades de caminhada de pacientes com TC.

3 Justificativa

Ao considerar a revisão de literatura, sabe-se que existem pesquisas avaliando parâmetros mecânicos e/ou energéticos de indivíduos saudáveis durante a caminhada, em situações como inclinação do terreno (30), diferentes velocidades de marcha (18) e caminhada com carga (56). Contudo não foram encontrados estudos que associem os parâmetros mecânicos (*recovery*, trabalho mecânico e eficiência) e parâmetros metabólicos (consumo de oxigênio e custo de transporte) na população de ICC e TC. Mais escassas ainda são informações sobre a atividade EMG (como coativação e custo eletromiográfico) em ICC e TC. Esta tese busca uma visão global dos fenômenos e uma aplicabilidade dos resultados para os pacientes portadores de ICC e pacientes com TC.

Pacientes com TC poderiam realizar suas atividades habituais de forma mais confortável (para os aspectos fisiológicos), próximo a indivíduos saudáveis, pois o transplante promove melhora na qualidade de vida e melhora da ICC. É importante e interessante o conhecimento e a comparação em uma situação com a doença estabelecida (ICC) e sua recuperação máxima (TC).

Portanto, esta pesquisa foi conduzida com o intuito de conhecer os efeitos dos parâmetros metabólicos, biomecânicos e eletromiográficos na caminhada de indivíduos com ICC, TC e um grupo de controles saudáveis em cinco diferentes velocidades de caminhada.

4 Hipótese - Artigo 1

- A velocidade autosselecionada será menor que a velocidade ótima de caminhada para o grupo de pacientes portadores de insuficiência cardíaca;
- Menor economia de caminhada para pacientes portadores de insuficiência cardíaca do que indivíduos saudáveis e transplantados cardíacos;
- Menor eficiência do mecanismo pendular (menor percentual de *recovery*, maior trabalho mecânico – externo, interno, total) para pacientes portadores de insuficiência cardíaca do que indivíduos saudáveis e transplantados cardíacos;
- Menor eficiência mecânica para pacientes portadores de insuficiência cardíaca do que indivíduos saudáveis e transplantados cardíacos.
-

5 Objetivo Geral - Artigo 1

Verificar e comparar parâmetros metabólicos e biomecânicos em pacientes portadores de insuficiência cardíaca, indivíduos após transplante cardíaco e controles saudáveis em diferentes velocidades de caminhada.

5.1 Objetivos Específicos

- Avaliar a capacidade funcional através do teste cardiopulmonar;
- Determinar a velocidade autosselecionada;
- Comparar o custo de transporte (consumo de VO_2 por distância percorrida) em cinco diferentes velocidades de caminhada para cada grupo;
- Comparar o modelo pendular (*recovery*, trabalho mecânico – externo, interno, total) em cinco diferentes velocidades de caminhada para cada grupo;
- Comparar a eficiência mecânica em cinco diferentes velocidades de caminhada para cada grupo;
- Comparar os resultados das variáveis analisadas (custo de transporte, modelo pendular) entre os três grupos: pacientes (pacientes portadores de insuficiência cardíaca e transplantados cardíacos) e grupo controle.

6 Hipótese – Artigo 2

- A velocidade autosselecionada será menor que a velocidade ótima de caminhada para o grupo de pacientes portadores de insuficiência cardíaca;
- Maior custo eletromiográfico para pacientes portadores de insuficiência cardíaca do que indivíduos saudáveis e transplantados cardíacos;
- Maior coativação na caminhada para pacientes portadores de insuficiência cardíaca do que indivíduos saudáveis e transplantados cardíacos.

7 Objetivo Geral - Artigo 2

Verificar e comparar parâmetros metabólicos e eletromiográficos em pacientes portadores de insuficiência cardíaca, indivíduos após transplante cardíaco e controles saudáveis em diferentes velocidades de caminhada.

7.1 Objetivos Específicos

- Avaliar a capacidade funcional através do teste cardiopulmonar;

- Determinar a velocidade autosselecionada;

- Comparar o custo eletromigráfico (atividade eletromiográfica por metro percorrido com 14 músculos) em cinco diferentes velocidades de caminhada para cada grupo;

- Comparar a coativação no membro inferior em dois pares de músculos (bíceps femoral - reto femoral; gastrocnêmio medial - tibial anterior), em cinco diferentes velocidades de caminhada para cada grupo;

- Comparar os resultados das variáveis analisadas (custo de transporte, custo eletromiográfico e coativação muscular) entre os três grupos: pacientes (pacientes portadores de insuficiência cardíaca e transplantados) e grupo controle.

8 Referências da Revisão e dos Apêndices

1 - Pandey A, Garg S, Khunger M, Darden D, Ayers C, Kumbhani DJ, Mayo HG, de Lemos JA, Berry JD. Dose-response relationship between physical activity and risk of heart failure: a meta-analysis. Circulation. 2015; ;132:1786-1794.

2 - Hausdorff JF, Forman DE, Ladin Z, Golderberg AL, Rigney DR, Wei JY. Increased walking variability in elderly persons with congestive heart failure. *J Am Ger Soc*. 1994; 42: 1056 – 1061.

3- Davies SW, Greig CA, Jordan SL, Grieve DW, Lipkin DP. Short-stepping gait in severe heart failure. *Br Heart J.* 1992; 55: 469 – 472.

4 - Szlachcic J, Massie BM, Kramer BL, Topic N, Tubau J. Correlates and prognostic implication of exercise capacity in chronic congestive heart failure. *Am J Cardiol.* 1985; 55: 1037-1042.

5 - Lund LH, Aaronson KD, Mancini DM. Validation of peak exercise oxygen consumption and the heart failure survival score for serial risk stratification in advanced heart failure. *Am J Cardiol*. 2005; 95: 734-741.

6 - Kavanagh T, Yacoub M, Mertens D, Kennedy J, Campbell R, Sawyer P. Cardiorespiratory responses to exercise training after orthotopic transplantation. *Circulation*. 1988; 11: 162-17.

7- Najar AN, Witte KK, Clark AL. Chronotropic incompetence and survival in chronic heart failure. *Int J Cardiol.* 2010; 157: 48-52.

8 - Pérez FJ, Fernández SM, Bravo IP, Nicolás F, Tornel PL, Lax A, Morena G, Valdés M, Figal DAP. Anabolic status and functional impairment in men with mild chronic heart failure. *Am J Cardil*. 2011; 108: 862-866.

9- Zelis R, Longhurst J, Capone R, Mason, D. A comparison of regional blood flow and oxygen utilization during dynamic forearm exercise in normal subjects and patients with congestive heart failure. *Circulation*. 1974; 50: 137-143.

10 – Witte KK, Clark AL. Why does chronic heart failure cause breathlessness and fatigue? *Prog Cardiov Deseases*. 2007; 49:366-384.

11 – Lund P, Sajaastad I, Thourd S, Sejersted O. Skeletal muscle disorders in heart failure. *Acta Physiol Scand*. 2001; 171: 277-294.

12 - Ribeiro JP, Chiappa GR, Neder JÁ, Frankenstein L. Respiratory muscle function and exercise intolerance in heart failure. *Curr Herat Fail Rep.* 2009; 6: 95-101.

13 - Wiener D, Fink L, Maris J, Jones R, Chance B, Wilson J. Abnormal skeletal muscle bioenergetics during exercise in patients with heart failure: role of reduced muscle blood flow. *Circulation.* 1986; 73: 1127-1136.

14 - Jehn M, Schmidt-Trucksäss A, Schuster T, Weis M, Hanssen H, Halle M, Koehler F. Daily walking performance as an independent predictor of advanced heart failure: Prediction of exercise capacity in chronic heart failure. *Am Heart J.* 2009; 157: 292-298.

15 - Schulze PC, Linke A, Schoene N, Winkler SM, Adams V, Conradi S, Busse M, Schuler G, Hambrecht R. Functional and morphological skeletal muscle abnormalities correlate with reduced electromyographic activity in chronic heart failure. *Eur J Cardiovasc Prev Rehabil.* 2004; 11: 155-161.

16 - Wilson JR, Mancini DM, Simson M. Detection of skeletal muscle fatigue in patients with heart failure using electromyography. *Am J Cardiol.* 1992; 70: 488-493.

17 - Hecke A, Malghem C, Renders A, Detrembleur C, Palumbo S, Lejeune TM. Mechanical work, energetic cost, and gait efficiency in children with cerebral palsy. *J Ped Orthop.* 2007; 27: 643-647.

18 - Mian OS, Thom JM, Ardigo LP, Narici MV, Minetti AE. Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. *Acta Physiol.* 2006; 186: 127-139.

19 - Detrembleur C. Vanmarsenille J, Cuyper F, Dierick F. Relationship between energy cost, gait speed, vertical displacement of center of body mass and efficiency of pendulum-like mechanism in unilateral amputee gait. *Gait Posture.* 2005; 21: 333-340.

20 - Zoll J, N'Guessan B, Ribera F, Lampert E, Fortin D, Veksler V, Bigard X, Geny B, Lonsdorfer J, Ventura-Clapier R, Mettauer B. Preserved response of mitochondrial function to short-term endurance training in skeletal muscle of heart transplant recipients. *J Am Coll Cardiol.* 2003; 42: 126-132.

21 - Savin WM, Haskell WL, Schroeder JS, Stinson EB. Cadiorespiratory responses of cardiac transplant patients to graded, symptom-limited exercise. *Circulation*. 1980; 62: 55-60.

22 - Pope SE, Stinson EB, Daughters GT, Schroeder JS, Ingels NB, Alderman E. Exercise response of the denervated heart in long-term cardiac transplant recipients. *Am J Cardiol*. 1980; 46: 213-218.

23 - Mandak JS, Aaronson KD, Mancini DM. Serial assessment of exercise capacity after heart transplantation. *J Heart Lung Transplant.* 1995; 14: 468-478.

24 - Kavanagh T, Mertens DJ, Shephard RJ, Beyene J, Kennedy J, Campbell R, Sawyer BPHE, Yacoub MD. Long-term cardiorespiratory results of exercise training following cardiac transplantation. *Am J Cardiol*. 2003; 91: 190-194.

25 - Mancini DM, Walter G, Reichek N, Lenkinski R, McCully KK, Mullen JL, Wilson JR. Contribution of skeletalmuscle atrophyto exercise intolerance and altered muscle metabolism in heart failure. *Circulation*. 1992; 85:1364-73.

26 - Horber FF, Hoppeler H, Scheidegger JR, Grunig BE, Howald H, FreyJ. Impact of physical training on the road ultrastructure of mid-thigh muscle in normal subject sandin patients treated with glucocorticoids. *Js Clin Invest*. 1987; 79: 1181-1190.

27 - Hokanson JF, Mercier JG, Brooks GA. Cyclosporine A decreases rat skeletal muscle mitochondriar lespirationin vitro. *AmJ Respir Crit Care Med.* 1995; 151: 1848-1851.

28 - Lampert E, Mettauer B, Hoppeler H, Charloux A, Charpentier A, Lonsdorfer J. Structure of skeletal muscle in heart transplant recipients. *J Am Coll Cardiol*. 1996; 28: 980-984.

29 - Kobashigawa JA. Controlled trial of exercise rehabilitation after heart transplantation. *N Engl J Med*. 1999; 340: 272-277.

30 - Minetti AE, Ardigo LP, Saibene F. Mechanical determinants of gradient walking energetics in man. *J Physiol.* 1993; 472: 725-735.

31 - Schmidt-Nielsen, K. Locomotion: energy cost of swimming, flying, and running. *Science.* 1972; 177: 222-228.

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

33 - Gabrielle G, Von Karman T. What price speed? Specific power required for propulsion of vehicles. *Mech Eng.* 1950; 72: 775 – 781.

34 - Saibene F, Minetti AE. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. Review Article. *Eur J Apl Phys.* 2003; 88: 297-316.

35 - Blaxter, K. *Energy metabolism in animals and man.* 1989. 1ª ed. Cambridge, UK: Cambridge University Press. 336p.

36 - Figueiredo P, Ribeiro PA, Bona RL, Peyré-Tartaruga LA, Ribeiro JP. Ventilatory determinants of self-selected walking speed in chronic heart failure. *Med Sci Sports Exerc.* 2013; 45: 415-419.

37 - Beneke R, Meyer K. Walking performance and economy in chronic heart failure patients pre and pos exercise training. *Eur J Appl Physiol.* 1997; 75: 246 – 251.

38 – Cavagna GA, Thys H, Zamboni A. The sources of external work in level walking and running. *J Physiol.* 1976; 262: 639-657.

39 - Cavagna GA, Willems PA, Legramandi MA, Heglund NC. Pendular energy transduction within the step in human walking. *J Exp Biol.* 2002; 205: 3413-3422.

40 - Hausdorff JM, Rios DA, Eldelberg HK. Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001; 82: 1050-1056.

41 - Bonezi A, Bona R, Castro FS, Peyré-Tartaruga LA. Aspectos biomecânicos e fisiológicos da fadiga na locomoção humana: conceitos, mecanismos e aplicações. *Ciência movimento.* 2010; 23: 89 – 98.

42 - Hausdorff JM. Gait variability: methods, modeling and meaning. *J Neuroeng Rehab*. 2005; 2:1-9.

43 - England SA, Granata KP. The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait Posture.* 2007; 25: 172-178.

44 - Masani K, Kouzaki M, Fukunaga T. Variability of ground reaction forces during treadmill walking. *J Appl Physio.* 2002; 92: 1885-1890.

45 - Maki BE. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear? *J Am Ger Soc.* 1997; 45: 313-320.

46 - Basmajian JV, De Luca CJ. *Muscles Alive: their functions revealed by electromyography.* 1985. 5ª ed. Baltimore: Williams and Wilkins, 525p.

47 - Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement.* 2009. 4ª ed. New Jersey: John Wiley & Sons, 370p.

48 - Cappellini G, Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F. Motor patterns in human walking and running. *J Neurophysiol.* 2006; 95: 3426-3437.

49 - Peyrè-Tartaruga LA. *Energética e mecânica da caminhada e corrida humana.* 2008. Tese de Doutorado, UFRGS, Porto Alegre,

50 - Granata KP, Wilson SE. Trunk posture and spinal stability. *Clin Biomec.* 2001; 16: 650-659.

51 - Ortega JD, Farley CT. Minimizing center of mass vertical movement increases metabolic cost in walking. *J Appl Physio.* 2005; 99: 2099-2107.

52 - Osterning LR, Hamill J, Lander JE. Co-activation of sprinter and distance runner muscles in isokinetic exercise. *Med Sci Sports Exer.* 1986; 18: 431-435.

53 - Carrier DR, Anders C, Schilling N. The musculoskeletal system of humans is not tuned to maximize the economy of locomotion. *Proc Natl Acad Sci*. 2011; 108: 18631–18636.

54 – Sinkjòr T, Andersen J B, Ladouceur M, Christensen LOD, Nielsen JB. Major role for sensory feedback in soleus EMG activity in the stance phase of walking in man. *J Physiol*. 2000; 523:817-827.

55 - Bigland-Ritchie B, Woods JJ. Integrated electromyogram and oxygen uptake during positive and negative work. *J Physiol.* 1976; 2: 267-277.

56 - Bastien GJ, Schepensl B. Energetics of load carrying in Nepalese porters. *Science.* 2005; 308: 1755 -1755.

57 - Cavagna GA, Kaneko M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. *J Physiol.* 1977; 268: 467–481.

58 - Willems PA, Cavagna GA, Heglund NC. External, internal and total work in human locomotion. *J Exp Biol.* 1995; 198: 379–393.

59 - Zatsiorsky, V. *Kinematics of human motion.* 1998. 1ª ed. Champaingn: Human Kinetics. 672p.

60 - Alexander RM. Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates. *Physiol Rev.* 1989; 69: 1199–1227.

61 Umberger BR, Rubenson J. Understanding muscle energetics in locomotion: new modeling and experimental approaches. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 2011; 39: 59-67.

62 - Merletti R. Standards for reporting EMG data. *J Electromyogr Kinesiol*. 1999; 9: 3-4.

63 - SENIAM, Projeto. *Surface ElectroMyoGraphy for Non-Invasive Assessment of Muscles*, Enschede, 2005. Disponível em: <http://www.seniam.org>. Acessado em: 01 março 2012.

64 - Escamilla RF, Babb E, Dewitt R, Jew P, Kelleher P, Burnham T, Busch J, D'anna K, Mowbray R, Imamura R. Electromyographic analysis of traditional and nontraditional abdominal exercises: implications for rehabilitation and training. *Phys Ther*. 2006; 86: 656-71.

Artigo 1

A ser submetido ao *Medicine & Science in Sports and Exercise*.

Aspectos metabólicos e mecânicos de portadores de insuficiência cardíaca e transplantados cardíacos em diferentes velocidades de caminhada

Biomechanical determinants of walking in heart failure and transplant patients

Metabolic and mechanical aspects in different speeds walking of chronic heart failure and heart transplant patients

Abstract: Chronic heart failure patients present higher cost of transport and some changes in pattern of walking, but the same aspect have not yet been investigated in heart transplant patients. The purpose of this study was to investigate metabolic and mechanicals parameters in five different walking speeds on treadmill in chronic heart failure and heart transplant patients. **Methods:** Twelve chronic heart failure patients, twelve healthy controls and five heart transplant patients participated in the study. Tridimensional kinematics data and oxygen uptake were collected simultaneously at 5 speeds: the self-selected walking speed, 2 speeds above, and 2 speeds below the self-selected walking speed. **Results:** In both experimental groups the cost of transport was higher and the mechanical efficiency lower than in controls. Contrary to the healthy controls, who reach the lowest cost of transport at the self-selected walking speed, chronic heart failure and heart transplant patients reached the minimum cost of transport at greater speeds than the self-selected walking speed, at which point the recovery is greater. **Conclusion:** These results have an important clinical relevance and support the concept that interventions, like a physical training, that increase the self-selected walking speed in these groups also increase the economy and optimize the mechanical parameters of walking.

Key-words: cost of transport, mechanical work, recovery, chronic heart failure, heart transplant

Introduction

Studies about the body's motion during locomotion are of great interest to many biological areas. Changes in the pattern and neuromuscular control of locomotion (20) may result in altered trajectories of the body centre of mass (COMB) and the limbs, which may lead to an increase in the mechanical work. A global measure of the total mechanical work done during the locomotion can be obtained from the mechanical energy of the COMB (external mechanical work - W_{ext}) and from the kinetic energies of the limbs due to their movements relative to the COMB (internal mechanical work - W_{int}) (6).

Furthermore, this approach would allow to investigate, in chronic heart failure (CHF) and heart transplantation (HT), the integrity of the pendulum-like interchange between gravitational potential energy (PE) and kinetic energy (KE) of COMB quantified using recovery index (R) (5), a mechanism that reduces the muscular work needed to sustain locomotion (5). Due to alterations in patterns/control of locomotion, we could speculate that in CHF this mechanism may be somewhat compromised (13, 9). Despite alterations following in patients with HT, for life activities (for example walking), they present significantly improved cardiorespiratory responses when inserted in appropriate physical training (18, 30). Measurement of total mechanical work (W_{tot}) has been used previously to investigate the causes of higher cost of transport (C) in certain groups relative to healthy controls (10, 23, 24 31) and provide highlight interpretations.

C covered as a parameter for measuring the walking economy. The C of walking unit distance is greater in CHF than in healthy controls (12). It is well established that a U-shaped relationship exists between C and R, and speed and self-select walking speed (SSWS). In healthy adults C is known to be lower while R is higher (14, 25, 28). In healthy individuals, the C reaches its minimum and R its maximal value at an intermediate speed (approximately 2 $J \cdot kg^{-1} m^{-1}$ at 4.5 $km \cdot h^{-1}$), often called the optimal walking speed (OWS), which is very close to the SSWS.

In patients with CHF, who have cardiopulmonary and muscular limitations which reduce their ability to exercise, walking speed may influence quality of life. Moreover, the 6-min

walking distance is inversely associated with the New York Heart Association functional class and has been shown to be an independent predictor of hospitalization and mortality in CHF patients (16). HT present hemodynamic, ventilatory and metabolic alterations. Exercise capacity is markedly improved after heart transplantation (17, 22, 32). Despite the importance of walking speed, little is known about the C and SSWS in patients with CHF and HT. Nothing was found about mechanical parameters in CHF and HT. Beneke and Meyer (4) have shown the effect of exercise program on performance and walking economy in patients with CHF. Exercise training resulted in improvement in walking economy and SSWS.

Figueiredo et al., 2013 (12) shows that CHF determine their SSWS according to ventilatory efficiency and presents higher values for C than healthy individuals. We hypothesized that, contrary to what happens in healthy individuals, CHF will decrease the mechanical and energetic efficiency of gait due SSWS differ of OWS. This choice change requirements during physical rehabilitation. Walking is an activity of low-intensity and we will expected that HT will results similar of healthy individuals in mechanical and energetic efficiency, and this is our second hypothesis. The present study was conducted to test these hypothesis.

Methods

Participants. Twelve patients with a previous history of stable symptomatic CHF due to left ventricular systolic dysfunction (left ventricular ejection <45%), five patients after heart transplantation and twelve healthy controls participants in the study. Patients with angina, uncontrolled hypertension, renal or pulmonary disease and recent myocardial infarction (previous 3 months), decompensated heart failure, neuromuscular disease, and smokers were not included. The control group included individuals matched for age and sex, with a normal medical history and physical examination, as well as with normal resting and exercise ECG. The

protocol was approved by the local Ethics Committee, and all individuals signed an informed consent form.

Study design. In this cross-sectional study, each participant was submitted to an incremental cardiopulmonary exercise test and, at least 48h after, to a walking cost test. On the first visit, leg length (m) was measured from trochanter to the ground, with shoes. Weight was measured in both visits.

Cardiopulmonary exercise protocol. Maximal incremental test was performed on a treadmill (INBRAMED 10200, Porto Alegre, Brazil) using a ramp protocol, as previously described. Gas exchange variables were measured breath-by-breath by a validated system (Metalyzer 3B, CPX System; Cortex, Leipzig, Germany). In short, peak oxygen uptake (VO_2 peak) was considered as the highest oxygen level attained during exercise. Minute ventilation to carbon dioxide output slope was determined by linear regression using all points of the test. Heart rate was continuously recorded from a 12-lead ECG.

Cost of transport protocol. Initially, resting oxygen uptake (VO_2) was measured in orthostasis, during 5 min. Then the subjects were asked to walk in a comfortable speed - one that could be sustained for a prolonged period, without getting tired - on a 15-m corridor, three times, and this was defined as the SSWS on the ground. At least 30 min after, participants were positioned on the laboratory treadmill to perform the walking cost tests. Initially, the SSWS on the ground was set on the treadmill. Because the SSWS on the ground may differ from the SSWS on the treadmill, the individuals walked for a couple of minutes and could adjust the speed to attain what was called the SSWS. The walking cost tests were performed at five different speeds: the SSWS, two speeds below the SSWS (-40%and -20%), and two speeds above the SSWS (+20% and + 40%). The subjects were required to walk for 5 min at each speed. The speed ordering was randomized, and gas exchange was measured throughout the tests. Between each speed, the subjects were allowed to rest until the oxygen consumption levels were close to those at rest (usually 5 to 6 min rest).

Cost of transport analysis. The mean VO_2 (in $mL \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$) during the last 2 minutes of walking at each speed was used to calculate the walking cost. This value (mean VO_2, obtained during the exercise) was subtracted from the orthostatic resting value. To convert the walking cost into joules per kg per second, the mean VO_2 was divided by 60, and the energetic equivalent was obtained after adjusting for the respiratory quotient (10). Subsequently, the mean VO_2 was divided by the walking speed ($m \cdot s^{-1}$) to determine the C in $J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$ (7).

Mechanical work protocol. The subjects walked for 5 minutes on the treadmill, and the images of 3-5 minutes were recorded by synchronized two video cameras (CASIO, Exilim FH25, 120 Hz), with 2 spotlights, and a calibration system to perform the three-dimensional (3D) kinematics analysis. All tasks were performed within the calibrated space, and considering the global reference system. For the kinematic analysis, 18 reflective markers (15 mm) were placed at specific anatomical positions. In the lower extremities, markers were placed on the 5th metatarsal, calcaneus, lateral malleolus, lateral condyle and greater trochanter. In the upper extremities, markers were placed on the ulnar styloid process, lateral epicondyle and acromion; on the head, one marker was placed on the temporal fossa (37).

Mechanical work analysis. Through the obtained images, a 3D reconstruction was performed for each reflective marker in 10 step cycles. Using Dvideow software (Laboratório de Biomecânica, Instituto de Computação, UNICAMP, Campinas, Brazil) (3), 3D coordinates were obtained applying the direct linear transformation method was used for the kinematic analysis. The 3D reconstruction data were entered into the MATLAB 7.1 routine (MathWorks Inc., Natick, MA). This routine filtered the data using a Butterworth low-pass filter with a cut off frequency ranging between 3 and 9 Hz, which was determined for each walking speed using the residual analysis procedure proposed by Winter (2005)(36). The MATLAB 7.1 routine then calculated the W_{ext}, W_{int}, W_{tot}, as well as the recovery and mechanical efficiency (Eff) (5). Locomotion was analyzed through the body's CM movement. More equation descriptions are available in the supplementary document.

Froude number and optimal walking speed prediction. We used a standardized method to predict the optimal walking speed (OWS). This method is based on the similarity theory, which states that two geometrically similar bodies will behave similarly if they have the same Froude number (Fr), which is defined as follows (2):

$$Fr = s^2/(g.L)$$

where s is the speed ($m \cdot s^{-1}$), g is the acceleration of gravity (9.81 $m \cdot s^{-2}$) and L is the leg length (m).

Farley & Ferris (1998)(11) found that humans and other animals choose to walk instead of run if their speeds lead to an Fr < 0.5. However, when the subjects walk at the OWS, their Fr is approximately 0.25.

Based on the Fr equation, we also calculated a rehabilitation index (RI) to assist in rehabilitating individuals with walking limitations (i.e., physical or metabolic). We assumed that the aim of a rehabilitation program was to increase the walking speed with the goal of bringing the patient's walking speed closer to the OWS. Rehabilitation index (RI) can be calculated based on the Fr equation:

$$RI = (SSWS/OWS)\ X\ 100$$

RI, as the result increases toward 100%, the subject will be closer to the OWS based on the Fr equation.

Data analysis. All values are expressed as mean ± SE. Based on the results of a previous study (12), we estimated a sample size of at least 12 individuals per group to detect a difference in C of 20%, with a power of 80% and an alpha of 0.05. Comparisons between patients and control characteristics were carried out by ANOVA one way, when appropriate, multiple comparisons were made with the Bonferroni correction. To compare data of walking speed, walking cost, $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$, external, internal and W_{tot} and Eff repeated ANOVA two ways was used. When appropriate, multiple comparisons were made with the Bonferroni correction. To verify the groups' effect magnitude, eta squared test (η^2) were performed.

Results

Participants' characteristics. Table 1 shows that CHF patients and controls were well matched for age and sex distribution. All patient with HT of Hospital de Clínicas de Porto Alegre participated of this study. Patients with HT had a higher weight that CHF (P=0,006), and a higher height of that controls and CHF (P=0.003 and 0.001, respectively).

Patients with CHF had moderate reduction of left ventricular systolic function and mild impairment in functional capacity. SSWS was lower in patients with CHF and HT (P = 0.001/0.001), and the C was higher in these groups (P = 0.001/0.001). All CHF patients were studied under currently recommended medical therapy. As expected, $\dot{V}O_{2\,peak}$ was higher in the control group (P = 0.001). The $\dot{V}E/\dot{V}CO_{2\,slope}$ was significantly higher in CHF and HT patients (P = 0.049/0.027). Peak heart rate, % of predicted and peak heart rate were higher on the control group (0.001/0.001). The $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ was higher in HT group. For leg length HT patients had a significantly higher value than controls and CHF patients (P=0.004/0.034).

RI (%) was significantly higher in controls (P = <0.001 and 0.003). Controls presented higher RI, indicating that these subjects are walking closer to their OWS than CHF and HT patients. The OWS Froude was higher in HT group (P=0.045 and 0.031), because they had higher leg length. As expected, controls presented the lowest C at the SSWS (P = <0.001/0.001).

Cost of transport protocol. Figure 1 shows the C in CHF and HT patients and controls. As expected the controls presented the lowest C at the SSWS. In contrast CHF and HT patients presented lowest C in speeds above their SSWS. Both groups presented the lowest VE/VCO_2 at the SSWS. In contrast, CHF patients presented the lowest C at speeds above their SSWS (ANOVA, P < 0.001). On average, the SSWS of CHF patients was 0.77 ± 0.18 $m{\cdot}s^{-1}$; their two speeds below were 0.46 ± 0.11 and 0.62 ± 0.14 $m{\cdot}s^{-1}$; their speed above were 0.91± 0.1 and 1.06 ± 0.13 $m{\cdot}s^{-1}$; The HT patients SSWS was 0.85 ± 0.16 $m{\cdot}s^{-1}$; their two speeds below were 0.51 ±

0.10 and 0.68 ± 0.13 m·s^{-1}; their two speed above were 1.02 ± 0.10 and 1.18 ± 0.09 m·s^{-1}; The controls' SSWS was 1.04 ± 0.11 m·s^{-1}; their two speeds below were 0.64 ± 0.07 and 0.84 ± 0.08 m·s^{-1}; their two speed above were 1.24 ± 0.15 and 1.44 ± 0.18 m·s^{-1};

Mechanical work protocol. W_{ext} was higher at CHF and HT patients at -40 and +40% of SSWS, and at SSWS. W_{int} was similar between groups. The recovery was greater at SSWS for controls, different from CHF and HT patients presented greater recovery at +40% of SSWS (ANOVA P <0.001). W_{tot} was significantly increase for CHF and HT patients at -40, -20 and +40% of SSWS, and at SSWS. This discrepancy between elevation in C and lower recovery resulted in Eff being lower in CHF and HT patients (-20% of SSWS, SSWS) (ANOVA P<0.001).

Discussion

The major new finding of this study was the dependence from ventilatory efficiency of the SSWS of HT patients. Thus opposite to healthy individuals, both, CHF and HT patients choose, as showed in results, a SSWS that resulted with higher C and lower ventilatory efficiency. To the best of our knowledge, this is the first study that underlined the importance of the ventilatory efficiency in the choice of SSWS in HT patients, while in CHF patients the same relationship was found by Figueiredo et al 2013(12).

The results of our control group confirm that the SSWS is C driven. Most of the literature about the influence of the C on the SSWS has evaluated young, healthy individuals (23). In older healthy individuals (older than 70 yr), the walking C is higher than the younger subjects, whereas the SSWS is lower (1, 21, 26). Our findings extend the previous observations and suggest that the influence of the C on the choice of the SSWS is not influenced by age.

The appropriate measure of the mechanical work during locomotion is controversial (33, 34, 38). The approach used in the current study (6) is strong, consistent and has provided fundamental insight into the mechanics of locomotion (i.e. 11, 27, 34). Using this approach we

found difference in W_{tot}, which is the sum of W_{ext} and W_{int}, between CHF and HT patients, and healthy controls. W_{ext} represents the mechanical work performed to lift and accelerate the COMB relative to the environment. An altered trajectory of the COMB in CHF and HT patients determined a reduction in the pendulum-like energy interchange, which caused a substantial decrease of the recovery index and increase of W_{ext} in CHF and HT patients. It has been suggested that an increase in W_{tot} could help to explain the higher C in pathological subjects (10, 31), however the mechanical work has been previously measured in young vs older adults (15, 23), but never in CHF and HT patients. Our evidence suggests that the reported differences in W_{ext} and recovery could determine an increased muscle activity to sustain locomotion.

Analysis of the energy recovery showed that the exchange between kinetic and potential energies was limited, especially at slow speeds, while it reached maximum values at the higher walking speeds during the trials. By optimizing the system conversion, less metabolic energy is needed to keep walking. The SSWS adopted by the CHF and HT patients directly determines the efficiency of the pendulum mechanism (recovery). When walking speed increased patients made longer steps and the vertical displacement of the COMB also increased. Thus both, the gravitational potential energy and the kinetic energy of the COMB increased, but at different rate, allowing an improvement of the efficiency of the pendulum mechanism of walking. Our results showed a relationship between *C*, ventilator efficiency, walking speed, and efficiency of pendulum-like mechanism of walking. The relation between these variables and the high effect size shows a biological significance. This can to conduct for highlighted in physical rehabilitation and training.

Our data represent the first measurement of Eff of walking in CHF and HT patients. The relatively large C and the behaviour of W_{tot} in these subjects account for a general lower Eff than in controls. These found can also be explained by the lower recovery in patient groups.

Different interventions may improve walking speed in CHF and HT, with potential effect in the SSWS. Physical training, such as aerobic exercise, also improves cardiorespiratory

responses (35). Similarly, inspiratory muscle training could rise the 6-min walk test and ventilatory efficiency (8). Beneke and Meyer (4) assess CHF patients the C pre and post a 3-wk training program, that involved cycle ergometer and treadmill exercises, in addition to flexibility, muscular movement coordination, and isometric contractions of small muscle groups. This produced in enhancement in SSWS and significant walking economy. No pharmacological interventions, with a controlled trial of aerobic and anaerobic exercise, improve endothelial function, peak oxygen consumption, muscle strength, work capacity and quality of life in HT patients (18, 19, 29). We proposed in this study a measure that we called Rehabilitation Index, to aid in the management of these patients, both clinically and on training. RI values were near to 100% in the control group, which could indicate that these subjects are walking closer to their OWS. According to ours finding, we suggest RI may be a easy and uncomplicated method for everyday use, to create an objective for cardiac rehabilitation in CHF and HT.

It is important to consider some limitations of the present study. A probable diversity between the treadmill and the ground SSWS can have influenced the results. Nevertheless, this difference is known and reported in the methods section. The assessment of the SSWS is important to define the characteristics of walking and the physical tolerance of each group. Our CHF patients had only slight decrease in function capacity; for that reason, our outcomes may not be widespread to patients with more advanced CHF. However, with actual clinical management, most patients in heart failure clinics have equivalent profile.

In conclusion, opposed to what happens with healthy subjects, where the SSWS has the lowest C, CHF and HT patients choose a SSWS with a higher C but with lower ventilatory efficiency. As the speed increased the Eff and recovery were greater, while the C decreased. These findings suggest that interventions that enhance physical condition and ventilatory efficiency may increase the patients' SSWS and enhance their life quality. Thus, these results are of great clinical importance and indicate that speed may be a useful indicator during the

rehabilitation period, and its deviations from optimum should be correctly evaluated and addressed.

Acknowledgement

This study was supported by a grant from the Hospital de Clínicas de Porto Alegre Fund for the Incentive of Research, Porto Alegre, Brazil. R. Bona received scholarships from the Brazilian Coordination for the Development of Superior Education Personnel (CAPES), Brasília, Brazil.

All authors report no potential conflict of interests related to the content of the manuscript. The results of this study do not constitute endorsement by the American College of Sports Medicine.

References

1. Abadi FH, Muhamad TA, Salamuddin N. Energy expenditure through walking: meta-analysis on gender and age. *Proc Soc Behav Sci.* 2010; 7:512–521.

2. Alexander RM. Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates. *Physiol Rev.* 1989; 69:1199–1227.

3. Barros RM, Brenzikofer R, Leite N, Figueroa, PJ. Development and evaluation of a system for three-dimensional analysis of human movements. *Br J Biomed Eng.* 1999; 15:79–86.

4. Beneke R, Meyer K. Walking performance and economy in chronic heart failure patients pre and post exercise training. *Eur J Appl Physiol*. 1997; 75:246–251.

5. Cavagna GA, Thys H, Zamboni A. The sources of external work in level walking and running. *J Physiol.* 1976; 262: 639–657.

6. Cavagna GA, Kaneko M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. *J Physiol*. 1977; 268: 467–481.

7. Cooke CB. Metabolic rate and energy balance. In: Eston R, Reilly T, editors. *Kinanthropometry and Exercise Physiology Laboratory Manual: Tests, Procedures and Data. Vol 2 Physiology.* Oxton: Routledge; 2009. pp. 147–173.

8. Dall'Ago P, Chiappa GR, Guths H, Stein R, Ribeiro JP. Inspiratory muscle training in patients with heart failure and inspiratory muscle weakness. *J Am Coll Cardiol.* 2006; 47:757–763.

9. Davies SW, Greig CA, Jordan SL, Grieve DW, Lipkin DP. Short-stepping gait in severe heart failure. *Br Heart J.* 1992; 55: 469–472.

10. Detrembleur C, Dierick F, Stoquart G, Chantraine F, Lejeune, T. Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. *Gait Posture.* 2003; 18: 47–55.

11. Farley CT, Ferris DP. Biomechanics of walking and running: center of mass movements to muscle action. *Exerc Sport Sci Rev.*1998; 26: 253–285.

12. Figueiredo PF, Ribeiro PB, Bona RL, Tartaruga LA, Ribeiro JP. Ventilatory determinants of self-selected walking speed in chronic heart failure. *Med Sci Sports Exerc.* 2013; 45: 415–419.

13. Hausdorff JF, Forman DE, Ladin Z, Goldberger AL, Rigney DR, Wei JY. Increased walking variability in elderly persons with congestive heart failure. *J Am Ger Soc.* 1994; 42: 1056–1061.

14. Himann JE, Cunningham DA, Rechnitzer PA, Paterson DH. Age-related changes in speed of walking. *Med Sci Sports Exerc*. 1988; 20: 161–166.

15. Jansen EC, Vittas D, Hellberg S, Hansen J. Normal gait of young and old men and women. Ground reaction force measurement on a treadmill. *Acta Orthop Scand.* 1982; 53: 193–196.

16. Jehn M, Schmidt-Trucksass A, Schuster T, Weis M, Hanssen H, Halle M, Koehler F. Daily walking performance as an independent predictor of advanced heart failure: prediction of exercise capacity in chronic heart failure. *Am Heart J.* 2009; 157:292–298.

17. Kao AC, Trigt PV, Shaeffer-McCall GS, Shaw JP, Kuzil BB, Page RD, Higginbotham MB. Central and peripheral limitations to upright exercise in untrained cardiac transplant recipients. *Circulation.* 1994; 89: 2605–2615.

18. Kavanagh T, Yacoub M, Mertens D, Kennedy J, Campbell R, Sawyer P. Cardiorespiratory responses to exerciset raining after orthotopic transplantation. *Circulation*. 1988; 11:162–171.

19. Kobashigawa JA, Leaf DA, Lee N, Gleeson MP, Liu H, Hamilton MA, Moriguchi JD, Kawata N, Einhorn K, Herlihy E, Laks H. Controlled trial of exercise rehabilitation after heart transplantation. *N Engl J Med.* 1999; 340: 272–277.

20. Mc Gibbon CA. Toward a better understanding of gait changes with age and disablement: neuromuscular adaptation. *Exerc Sport Sci Rev.* 2003; 31: 102–108.

21. Malatesta D, Simar D, Ben SH, Pre´faut C, Caillaud C. Effect of an overground walking training on gait performance in healthy 65- to 80-year-olds. *Exp Gerontol.* 2010; 45:427–434.

22. Marzo KP, Wilson JR, Mancini DM. Effects of cardiac transplantation on ventilatory response to exercise. *Am J Cardiol*. 10992; 69:547–553.

23. Mian OS, Thom JM, Ardigo LP, Narici MV, Minetti AE. Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. *Acta Physiol.* 2006; 186: 127–139.

24. Minetti AE, Ardigo`, LP, Saibene F, Ferrero S, Sartorio A. Mechanical and metabolic profile of locomotion in adults with childhood-onset GH deficiency. *Eur J Endocrinol.* 2000; 142: 35–41.

25. Oberg T, Karsznia A, Oberg K. Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10–79 years of age. *J Rehabil Res Dev.* 1993; 30: 210–223.

26. Peterson DS, Martin PE. Effects of age and walking speed on coactivation and cost of walking in healthy adults. *Gait Posture.* 2010; 31:355–359.

27. Saibene F, Minetti AE. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. Review Article. *Eur J Apl Phys.* 2003; 88: 297–316.

28. Samson MM, Crowe A, de Vreede PL, Dessens JA, Duursma AS, Verhaar HJ. Differences in gait parameters at a preferred walking speed in healthy subjects due to age, height and body weight. *Aging (Milano).* 2001; 13: 16–21.

29. Schmidt A, Pleiner J, Bayerle-Eder M, Wiesinger GF, Rodler S, Quittan M, Mayer G, Wolzt M. Regular physical exercise improves endothelial function in heart transplant recipients. *Clin Transplant.* 2002*; 16:* 137–143.

30. Stevenson LW, Sietsema K, Tillisch JH, Lem V, Walden J, Kobashigawa JA, Moriguchi J. Exercise capacity for survivors of cardiac transplantation or sustained medical therapy for stable heart failure. *Circulation.* 1990; 81:78–85.

31. Thys H, Willems PA, Saels P. Energy cost, mechanical work and muscular efficiency in swing-through gait with elbow crutches. *J Biomech*. 1996; 29: 1473–1482.

32. Ulubay G, Ulasli SS, Sezgin A, Haberal M. Assessing exercise performance after heart transplantation. *Clin Transplant.* 2007; 21: 398–404.

33. Van Ingen Schenau GJ, Cavanagh PR. Power equations in endurance sports. *J Biomech.* 1990; 23: 865–881.

34. Willems PA, Cavagna GA, Heglund NC External, internal and total work in human locomotion. *J Exp Biol.* 1995; 198: 379–393.

35. Winkelmann ER, Chiappa GR, Lima COC, Viecili PRN, Stein R, Ribeiro JP. Addition of inspiratory muscle training to aerobic training improves cardiorespiratory responses to exercise in patients with heart failure and inspiratory muscle weakness. *Am Heart J.* 2009; 158:768-e7.

36. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement.* 4ª ed. New Jersey: John Wiley & Sons, 2009. 370p.

37. Zatsiorsky VM. *Kinematics of human motion.*1st ed.Champaingn (IL): Human Kinetics;1998. 672 p.

38. Zatsiorsky VM, Gregor RJ. *Mechanical power and work in human movement. In: W.A. Sparrow (ed.) Energetics of Human Activity: Human Kinetics.* Champaign; 2000. p 195-227.

TABLE 1. Characteristics of controls, patients with CHF and heart transplant.

	Controls (n=12)	Heart Failure (n=12)	Heart Transplant (n=5)	p<0.05	η^2
Age (yr)	57 ± 10	59 ± 9	57 ± 4		
Weight (kg)	70.3 ± 12	66 ± 10	82 ± 5†	0.006	
Gender (female/male)	4/8	4/8	1/4		
Height (cm)	166 ± 8	160 ± 10	180 ± 10 **	0.003 / 0.001	
Time after transplantation (yr)	-	-	1.7 ± 1		
Left ventricular ejection fraction (%)	-	33 ± 1	70 ± 8		
Medications	-				
Beta-blockers	-	12	5		
Diuretics	-	10	3		
ACE-I/ARA	-	12	5		
Digoxin	-	7	-		
Anticoagulants	-	8	5		
Immunosuppressor			5		
Cardiopulmonary exercise data					
$\dot{V}O_{2\ peak}$(mL.kg^{-1}min^{-1})	32.1 ± 6 *	23.9 ± 4	19.3 ± 2	0.001	0.75
$\dot{V}E(\dot{V}CO_2)$slope	28 ± 1 #	32 ± 1	35 ± 5	0.049 / 0.027	0.56
Peak expiratory exchange ratio	1.22 ± 0.01	1.15 ± 0.02	1.27 ± 0.02	0.073	0.6
Peak heart rate, % of predicted (220-age)	110 ± 1 #	87 ± 3	76 ± 3	0.001 /0.001	0.76
Peak heart rate (bpm)	179 ± 1 #	139 ± 1	124 ± 3	0.001 / 0.001	0.51
Peak $\dot{V}E(\dot{V}CO_2)$	31.11 ± 3.17	32.83 ± 3.4	38.86 ± 2.70 **	0.022 / 0.028	0.48
Walking cost protocol data					
Leg length (m)	0,83 ± 0,05	0,82 ± 0,05	0,87 ± 0,07 **	0.04 / 0.034	0.22
Theoretical RI (%)	72 ± 2 #	52 ± 2	58 ± 3	<0.001 / 0.003	0.87
OWS Froude (m.s^{-1})	1.43 ± 0.04	1.41 ± 0.03	1.46 ± 0.03 **	0.031	0.18
SSWS (m.s^{-1})	1.04 ± 0.11 #	0.75 ± 0.16	0.85 ± 0.18	0.001 / 0.011	0.52
recovery at SSWS (%)	65.64 ± 1.4 #	36.9 ± 2.1	33.93 ± 1.9	0.001/0.001	0.87
C at the SSWS (J.kg.m^{-1})	1.93 ± 0,43 #	3,04 ± 0,58	3,01 ± 0,27	<0.001 / 0.001	0.85
$\dot{V}O_2$ at the SSWS (mL.kg^{-1}.min^{-1})	11,77 ± 0,45	10,59 ± 0,82	11,53 ± 0,77	0.26	0.07

Data are mean ± SE or number of subjects.

ACE-I, angiotensin-converting enzyme inhibitor; ARA, angiotensin receptor antagonist; $\dot{V}O_2$ peak, peak oxygen uptake; $\dot{V}E(\dot{V}CO_2)$ slope, minute ventilation to carbon dioxide production slope; OWS Froude, OWS calculated by Froude number; 220 - age, 220 minus the subject's age. Symbols identify statistical significance in the Bonferroni test: ** differences between HT and others; # differences between controls and others; † difference between HT and CHF. * identify statistical significance between groups in ANOVA TWO WAY test.

Figure 1

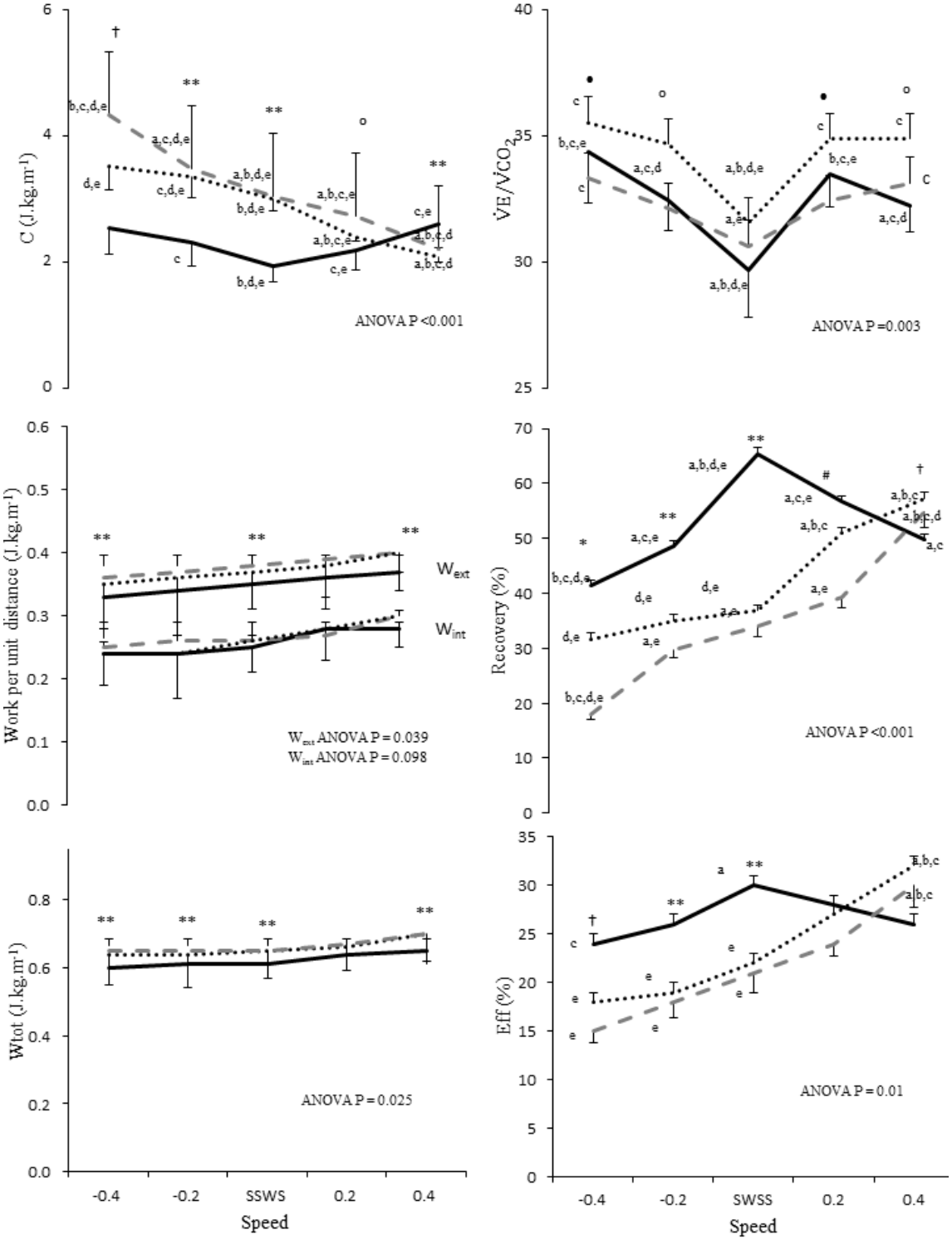


Figure 1. Cost of transport (C), Ventilatory efficiency evaluated by the ventilatory equivalent for carbon dioxide ($\dot{V}E(\dot{V}CO_2)$), recovery, total mechanical work (W_{tot}), internal mechanical work (W_{int}), external mechanical work (W_{ext}), mechanical efficiency (Eff) for healthy controls (black line), patients with HT (black dotted) and patients with CHF (grey dashed) during five speeds. Symbols identify statistical significance between groups in ANOVA TWO WAY test: * between all groups; ** between control and others; #between HT and others; † between control and CHF; ‡ between control and HT, • between HT and CHF; ° between CHF and others (P<0.05). Different letters identify statistical significance between speeds in the Bonferroni test (P<0.05).

Appendices (supplemental material)

Supplementary Document

Mechanical Data Processing

The following variables were used in this study: external mechanical work (W_{ext}), internal mechanical work (W_{int}), total mechanical work (W_{tot}), recovery, vertical mechanical work (W_v), forward mechanical work (W_f), Eff, and mechanical power (W). The following equations were used to calculate these variables.

Using the body's COMB as a determinant for calculating the fundamental mechanical energies E_p and E_k (23), the analysis of walking is described by the following equations:

$E_p = mgh$, *and*

$E_k = ms^2/2$,

where, *m* is the mass (Kg), g is the acceleration of gravity (9.81 $m \cdot s^{-2}$), h is the vertical position (m), and s is the body's COMB speed ($m \cdot s^{-1}$).

The W_{tot} needed to calculate locomotion is defined as the sum of the modulus of the positive W_{int} and the positive W_{ext}, where W_{int} is the work performed to accelerate the body segments related to the COMB, and W_{ext} is the work performed to raise and accelerate the CM related to the environment (7, 23, 24, 37). The W_{int} constitutes 25 to 40% of the W_{tot} and depends on the following inertial parameters: (i) segmental radius of gyration, (ii) segmental CM, and (iii) segmental mass. The W_{int} was calculated from kinematic data that divided the body into rigid segments: body, upper limbs, trunk, thigh, legs, and feet. The anthropometric data were in agreement with the literature (38).

The CM's mechanical energy exchange (horizontal E_k and E_p) occurs in phase opposition (5). This exchange ratio is known as recovery; it quantifies the energy that can be saved in a moving system, such as a pendulum, and reflects the pendular mechanism's efficiency:

$R(\%) = 100\ (Wf + Wv - Wext) / (Wf + Wv)$,

where R is the recovery.

The percentage of Eff was determined by the following equation:

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

where $\dot{W}$ is the mechanical power, and $\dot{E}$ is the metabolic power.

Artigo 2

A ser submetido ao *European Journal of Preventive Cardiology*

Custo eletromiográfico, coativação e economia de caminhada em pacientes portadores de insuficiência cardíaca e transplantados cardíacos

Eletromyographic cost, coactivation and economy in walking

of chronic heart failure and heart transplant patients

European Journal of Preventive Cardiology

Eletromyographic cost, coactivation and economy in walking of chronic heart failure and heart transplant patients

Abstract: Patients with chronic heart failure frequently report intolerance to exercise and presents changes in gait pattern. No information about gait parameters was found regarding heart transplant patients. Alterations of the gait pattern are related to interaction changes among the metabolism, neurological system and the mechanical demands of the locomotor task. The aim of this study was to investigate the electromyographic cost, coactivation and cost of transport of walking of chronic heart failure and heart transplant patients. **Study Design:** Exploratory, cross-sectional design. **Methods:** twelve chronic heart failure patients, twelve healthy controls and five heart transplant patients participated in the study. Electromyographic data (14 muscles) and oxygen uptake were collected simultaneously at 5 speeds: the self-selected walking speed, 2 speeds above, and 2 speeds below the self-selected walking speed. **Results:** in the experimental group the electromyographic cost, percentual of coactivation in leg and cost of transport were higher than in controls. The electromyographic cost was in line with cost of transport. Contrary to the healthy controls, who reached the lowest electromyographic cost at the self-selected walking speed, chronic heart failure and heart transplant patients reached the minimum electromyographic cost at greater speeds than the self-selected walking speed. **Conclusion:** greatest postural isometric activation and antagonist activation results in high metabolic demand. These findings indicate an important clinical relevance and support the concept that interventions that increase the self-selected walking speed in these groups also increase the muscle performance and consequent metabolic economy.

Wordcount: 241

Keywords: muscle activation, oxygen consumption, gait, heart failure, heart transplantation.

Introduction

Walking is an economic locomotor activity. The energetic cost to travel a given distance, the cost of transport (C), has long been known to strongly depend on walking speed in humans. The cost is minimized at intermediate walking speeds of 4.5–5.4 $km \cdot h^{-1}$ (1.25–1.5 $m \cdot s^{-1}$), often called the optimal walking speed (OWS), which is very close to the self-select walking speed (SSWS). It rises rapidly as speed increases above or decreases below this optimum.[1-3]

There are reasons to expect the C to depend on walking speed. The force that a muscle generates decreases as its shortening velocity increases in a hyperbolic relationship at maximal speed. As a consequence of this relationship, a muscle's capacity to perform work and its energetic efficiency are highest at intermediate shortening velocities.[4] Thus, if there is a relationship between locomotor speed and muscle shortening velocity, the force–velocity relationship (at maximal intensity) may account for the C being lowest at intermediate walking speeds. During walking, the pendular transfer of kinetic and potential energy is greatest at intermediate speeds[5], reducing the total mechanical work that must be performed by muscles at these speeds. Thus, the observed energetically optimal walking speeds [5] are consistent with the contractile physiology of skeletal muscle and the mechanics of terrestrial locomotion.

For the reasons explained above, we expect metabolic cost per distance travelled to be minimized at intermediate walking speeds for individual muscles. If electromyographic activity is consistent with that suggested above, we would expect the various muscles of the human locomotor system to be all tuned to the same optimal speed to reduce the C. Therefore, it should be possible to better understand the C behaviour by knowing the electromyographic (EMG) activity of different muscles than contribute to walking gait. Especially in subjects that have muscular limitations like chronic heart failure (CHF) and heart transplantation (HT) patients.

Studies with EMG activity in CHF patients have found that surface EMG can be used to detect skeletal muscle fatigue, altered muscle activity and atrophy.[6,7] Muscle fatigue during constant exercise is associated with an increase in electrical activity generated per contraction,

probably due to use of additional muscle fibers to compensate for fiber fatigue. Further, fatigue can be correlated to high percentage of coactivation, imbalance between agonistic and antagonistic activity in walking. Increased coactivation alter joint loading and affect the stability.[8, 9] The HT is the preferred therapeutic strategy for the treatment of end-stage CHF. They have a different response to physical exercise, because of sustained pre-transplant physical condition. We did not find studies about EMG activity in HT patients.

Most patients with CHF are limited in their physical activity and their ability to exercise is reduced. This influence the walking speed and may influence the quality of life. Patients undergoing HT, are affected by preoperative inactivity and postoperative deconditioning - and it may result in deficit on daily activities. The EMG activity in different walking speeds can help to explain the increased C in patients with CHF[10], however this topic has been poorly investigated.

Differently from [11] who analysed the behaviour of individual muscles per distance travelled in this research we proposed to calculate the EMG activity of whole body muscular group, for specific type of muscular contraction, per distance travelled. We called this variable of EMG cost (CEMG).

Our research had two goals. First, to determinate the CEMG, at different walking speeds, in CHF and HT patients, and healthy controls. We predicted that CEMG for all muscles would be lowest at intermediate walking speed (SSWS) from healthy individuals and minimum CEMG at walking speeds above their SSWS from CHF and HT patients (unpublished data). Second, test the coactivation of the couples biceps femoris rectus femoris, and tibialis anterior gastrocnemius medialis over a range of walking speeds in CHF and HT patients and healthy controls. We hypothesized that CHF and HT patients have a higher coactivation than healthy individual at all walking speed. These two evidences, if confirmed might explain the high C found in these groups (CHF and HT).

Methods

Participants. Twelve patients with a previous history of stable symptomatic CHF due to left ventricular systolic dysfunction (left ventricular ejection <45%), six patients after heart transplantation and twelve healthy controls participants in the study. Patients with angina, uncontrolled hypertension, renal or pulmonary disease, recent myocardial infarction (previous 3 months), decompensated heart failure, neuromuscular disease, and smokers were not included. The control group included individuals matched for age and sex, with a normal medical history and physical examination, as well as with normal resting and exercise ECG. The protocol was approved by the Local Ethics Committee, and all individuals signed an informed consent form.

Study Design. In this cross-sectional study, each participant was submitted to an incremental cardiopulmonary exercise test and, at least 48h after, to a walking cost test. On the first visit, leg length (m) was measured from trochanter to the ground, with shoes. Weight was measured in both visits.

Cardiopulmonary exercise protocol. Maximal incremental test was performed on a treadmill (INBRAMED 10200, Porto Alegre, Brazil) using a ramp protocol, as previously described.[11] Gas exchange variables were measured breath-by-breath by a validated system (Metalyzer 3B, CPX System; Cortex, Leipzig, Germany). In short, peak oxygen uptake (VO_2peak) was defined as the highest value achieved during the test for 20 s. Minute ventilation to carbon dioxide output slope was determined by linear regression using all points of the test. Heart rate was continuously recorded from a 12-lead ECG.

Cost of transport protocol. Initially, resting oxygen uptake (rVO_2) was measured in orthostasis, during 5 min. Then the subjects were asked to walk in a comfortable speed - one that could be sustained for a prolonged period, without getting tired - on a 15-m corridor, three times, and this was defined as the SSWS on the ground. At least 30 min after, participants were taken to the treadmill laboratory to perform the walking cost tests. Initially, the SSWS on the ground was set on the treadmill. Because the SSWS on the ground may differ from the SSWS on the treadmill, the individuals walked for a couple of min and could adjust the speed to attain what was called

the SSWS. The walking cost tests were performed at five different speeds: the SSWS, two speeds below the SSWS (-40%and -20%), and two speeds above the SSWS (+20% and + 40%). The subjects were required to walk for 5 min at each speed. The speed ordering was randomized, and gas exchange was measured throughout the tests. Between each speed, the subjects were allowed to rest until the oxygen consumption levels were close to those at rest (usually 5 to 6 min).

Cost of transport analysis. The mean VO_2 (in $mL.kg^{-1}.min^{-1}$) during the last 2 minutes of walking at each speed was used to calculate the walking cost. This value (mean VO_2, obtained during the exercise) was subtracted from the rVO_2 value. To convert the walking cost into joules per kg per second, the mean VO_2 was divided by 60, and the energetic equivalent was obtained after adjusting for the respiratory quotient.[13] Subsequently, the mean VO_2 was divided by the walking speed ($m.s^{-1}$) to determine the C in $J.kg^{-1}.m^{-1}$.[2]

Walking EMG protocol. The subjects walked for 5 minutes on the treadmill, and 3-5 minutes of muscle activation were collected through four Miotools 400 (Miotec Biomedical Equipments Ltd, Porto Alegre, Brazil) with sampling rate of 2.000 Hz per channel, digital video images were obtained with a sampling of 120 Hz and 2 spotlights with two recording cameras CASIO (Exilim FH25). To capture the electromyographic signal (EMG signal), all procedures recommended by Hermens et al.[14] were strictly observed, being the impedance verified and accepted when it was less than 5KΩ. The reference electrode was positioned over the spinous process of the seventh cervical vertebra (C7). The 14 muscles monitored were: the propelling muscles: tibialis anterior (TA), gastrocnemius medialis (MG), vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF), biceps femoris (long head, BF), gluteus medius (GM), deltoideus anterior (DA); and the postural muscles: rectus abdominis superior portion (RA), internal oblique (IO), external oblique (EO), longuissimus (LO) at T1, T9, iliocostalis (IC), recorded trapezius ascending portion (TR), latissimus dorsi (LD). All muscles were monitored on the right side of the body. Pairs of disposable surface electrodes were used, from the brand Kendall (Meditrace – 100; Ag/AgCl;

diameter of 2.2 cm, with adhesive fixation, bipolar configuration). The electrodes were positioned parallel to the muscle fibers, in a way that those centers were 2 cm apart from each other.[15] Recommended position for electrodes for SENIAN project (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles)[16], except for RA[17] and EO.[17]

Walking EMG analysis. Through the obtained electromyographic signal, data were analyzed with a custom-written MATLAB program (version 7.1; MathWorks, Inc.). The EMG data were bandpass filtered with a zero-lag, third-order Butterworth filter with cut-off frequencies at 10 and 500 Hz,[18] and the integral of the rectified EMG (iEMG) signal were determined for each muscle at each phases. With time interpolated over base with 200 points.[19] Normalized by the peak value of the EMG data of each phase. Normalized by the peak value of the EMG data. Step phase onsets and offsets were defined using the video recording cameras and 3 reflective markers (on the fifth metatarsal, calcaneus and greater trochanter). Sampling of EMG and video recording data were synchronized. For EMG cost the step was divided by onset happened when heel strike and offset happened at mid stance (first stance phase – eccentric contraction), onset happened at mid stance and offset happened at forefoot lift-off (second stance phase - concentric contraction) and balance phase was defined as the interval between the forefoot lift-off the ground and the following heel-strike (isometric contraction).[20] The mean EMG signal was subtracted iEMG activity in orthostasis. iEMG signal were converted in counts units[21] EMG eccentric, EMG concentric and EMG isometric were obtained in counts. The energetic equivalent was obtained.[13] Subsequently this value was divided by step length to determine the walking EMG cost in joules per meter. The percentual of coactivation was defined by the onset of the stance phase when the calcaneus touched the ground, and the offset was when the forefoot lifted off the ground, balance phase was defined as described above.[20] Coactivation was analysed for two pairs of muscles, TA-GM and RF-BF, by quotient between antagonistic iEMG and agonistic iEMG at each phase described above.[22]

Data analysis. All values are expressed as mean ± SE, unless indicated. Based on the results of a previous study[10] we estimated a sample size of at least 12 individuals per group to detect a difference in C of 20%, with a power of 80% and an alpha of 0.05. Comparisons between patients and control characteristics were carried out by one-way ANOVA, when appropriate, multiple comparisons were made with the Bonferroni correction. To compare data of walking speed, C, CEMG, coactivation in stance and balance phases TA-GL and RF-BF repeated two-ways ANOVA was used. When appropriate, multiple comparisons were made with the Bonferroni correction. To verify the groups' effect magnitude, eta squared tests (η^2) were performed.

Results

Participants' characteristics. Table 1 shows that CHF patients and controls were well matched for age and sex distribution. All patients with HT from Hospital de Clínicas de Porto Alegre participated in this study. Patients with HT had a higher weight that CHF (P=0,006), and a higher height of that controls and CHF (P=0.003 and 0.001, respectively).

Patients with CHF had moderate reduction of left ventricular systolic function and mild impairment in functional capacity. SSWS was lower in patients with CHF and HT (P = 0.001/0.001), and the C was higher in these groups (P = 0.001/0.001). All CHF patients were studied under currently recommended medical therapy. As expected, $\dot{V}O_{2\,peak}$ was higher in the control group (P = 0.001). The $\dot{V}E/\dot{V}CO_{2\,slope}$ was significantly higher in CHF and HT patients (P = 0.049/0.027). Peak heart rate was higher on the control group (0.001/0.001). The $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ was higher in HT group. As expected, controls presented the lowest C and CEMG at the SSWS (P = <0.001/0.001 and <0.001/<0.001).

Cost of transport protocol. Figure 1 shows the C in CHF and HT patients and controls. As expected the controls presented the lowest C at the SSWS. In contrast CHF and HT patients presented lowest C in speeds above their SSWS. In contrast, CHF patients presented the lowest

C at speeds above their SSWS (ANOVA, $P < 0.001$). On average, the SSWS of CHF patients was 0.77 ± 0.18 $m \cdot s^{-1}$; their two speeds below were 0.46 ± 0.11 and 0.62 ± 0.14 $m \cdot s^{-1}$; their speed above were 0.91± 0.1 and 1.06 ± 0.13 $m \cdot s^{-1}$; The HT patients SSWS was 0.85 ± 0.16 $m \cdot s^{-1}$; their two speeds below were 0.51 ± 0.10 and 0.68 ± 0.13 $m \cdot s^{-1}$; their two speed above were 1.02 ± 0.10 and 1.18 ± 0.09 $m \cdot s^{-1}$; The controls' SSWS was 1.04 ± 0.11 $m \cdot s^{-1}$; their two speeds below were 0.64 ± 0.07 and 0.84 ± 0.08 $m \cdot s^{-1}$; their two speed above were 1.24 ± 0.15 and 1.44 ± 0.18 $m \cdot s^{-1}$;

Walking EMG protocol. CEMG was lower for controls at -40 and -20% of SSWS, and at SSWS (ANOVA P=0.021). Coactivation for stance phase of TA-GL was higher for CHF patients at -40 and -20% of SSWS, and at SSWS and +20 and +40% of SSWS was lower for controls (ANOVA P<0.001). Coactivation for stance phase of RF-BF was lower for controls at all walking speeds (ANOVA P=0.001). Coactivation for balance phase of TA-GL was different at -40% of SSWS, from others speeds was lower for controls (ANOVA P<0.001). Coactivation for balance phase of RF-BF was higher for CHF patients from all speeds (ANOVA P<0.001).

Discussion

We found that the CEMG required to walk a given distance, just like C, is minimized at specific speeds. For control minimum CEMG occurred at SSWS, while in CHF and HT patients it was detected at higher speeds. The C showed the same pattern: for CHF and HT patients the largest economy (i.e. C) was found at high speeds performed, while in healthy group the minimum C was found at intermediate speed (SSWS).

Nevertheless, muscle metabolism is directly correlated with the production of muscular force and mechanical work, and greater force and mechanical work are related to an increased activity of motor units.[11,21,22] Each type of contractions (isometric, concentric and eccentric) was considered in CEMG equation, according to their different contribution to muscle metabolism.[23,24] Thus, we were justified in assuming that, under the conditions of this study,

changes in muscle activity during walking broadly reflected changes in the metabolism of the muscles studied. Consequently, we believe that our results of CEMG are consistent with recordings of whole body metabolism of walking horses [25,26] and humans,[27] which indicate that the C (CEMG in our case) is minimized at SSWS.

Contrary to what happens with healthy subjects, where the SSWS has the lowest C and CEMG, CHF and HT patients choose an SSWS with a higher C and CEMG. This can be justified by higher isometric activation of postural muscle for maintenance of stability[28-30] at lowers speeds for walking. Increased muscle coactivation could be a necessary change to compensate for deterioration in postural control accompanying healthy aging.[31] This can be also the case of our patient groups, and these finding can help to understand their elevated C. Most of the literature on the influence of C in the SSWS has evaluated young, healthy individuals.[28] In older healthy individuals (older than 70 yr), the walking C is higher than the younger subjects, whereas the SSWS is lower.[32-34] The findings of our healthy individuals confirm and extend the previous observations, and suggest that the influence of the CEMG and C on the choice of the SSWS is not influenced by age.

Other possible explanation for patients' SSWS is the higher % of coactivation, it is well established that CHF patients experience an early fatigue and exercise intolerance. These characteristics can influence the speed choice and activation pattern with increased activation of antagonistic muscle (stance phase TA and BF, balance phase GM and RF). Some studies suggested that physical limitations like muscle weakness and/or loss of flexibility cause reduction of walking speed.[35] Nevertheless elderly people choose to walk slower to feel safer.[36] Older subjects exhibited a more conservative gait pattern, characterised by reduced velocity, shorter step length and increased step timing variability, [37] and it is often assumed that increased parameters variability corresponds to decreased stability.[8, 29]

Coactivation of agonist and antagonist muscles is an important component of motor control in normal individuals.[22] It participates in the regulation of joint stiffness and thereby

enhance stability,[8,38] consequently, to maintain stability during walking, elderly healthy adults may adopt stabilization strategies that increase coactivation of antagonist muscle pairs.[9] Elevated muscular coactivation, which is induced during walk in older adults, has been described as a strategy to stiffen the joint and enhance stability.[30] Increased muscle coactivation could be a necessary to maintain stability in elderly people.[31,36] The higher antagonist activation results in greatest % of coactivation and walk instability, and this could influence the lower SSWS in CHF and HT group.

As increased walking speed corresponds is related to higher speed of the limb segments, with a rise of muscle activation. An increase in coactivation in older age would require an additional metabolic cost as more motor units are recruited. If we assume that increased coactivation is a strategy to enhance stability we might expect similar associations between gait instability and C.[28] Therefore an increase in coactivation of antagonistic locomotory muscles, greater for CHF and HT group than for healthy controls in all speeds analysed, may partly explain the elevated C.

Cavagna[5] described walking as an inverted pendulum. In this model, the potential energy and kinetic energy continuously exchange, resulting in a total mechanical energy (total energy is the sum of potential energy and kinetic energy), with a smaller change over the stride with respect to the two components taken separately. The so-called energy recovery quantifies the ability to save mechanical energy by using a pendulum-like paradigm.[39] This maximal recovery of energy is associated with the most economical speed, which in healthy subjects is the SSWS.[3]

In contrast to the healthy individuals, our CHF and HT patients chose an SSWS with a higher C, CEMG and the higher economy (C , CEMG and recovery unpublished data) were found at +40% of SSWS. The mechanisms responsible for this choice are not yet clear. Interventions may improve the walking speed in CHF and HT, with potential effect in the SSWS. Several controlled clinical trials have repeatedly shown that different medical interventions, including medications and device implantation, [40, 41] improve the 6-min walking speed.

Nonpharmacologic interventions, such as aerobic exercise training, also improve walking speed.[42] Indeed, previous research[34,43,44] has shown that resistance training can lead to reductions in coactivation at elderly groups. Likewise, inspiratory muscle training may increase the 6-min walk test.[12] Beneke and Meyer[46] evaluated CHF patients before and after a 3-wk training program, which included cycle ergometer and treadmill exercises, as well as flexibility, muscular movement coordination, and isometric contractions of small muscle groups. The C has been shown to depend on walking speed and walking technique.[47,48] Inadequate walking techniques impose a greater disturbing variability of the motor pattern, which increases the metabolic power spent, CEMG and coactivations. Individual benefits of walking technique on walking economy, the reductions of energy cost due to changes in walking technique and the corresponding values due to increases in walking speed were expected. The differences between individual effects of technique and corresponding effects of speed appeared to be a function of the increases in walking velocity. This resulted in significant walking economy and improvement in SSWS.

It is important to consider some limitations of the present study. A possible difference between the ground and the treadmill SSWS may have influenced the results. However, this difference is known and reported in the methods section. The assessment of the SSWS is important to define the characteristics of walking and the physical tolerance of each group. Our CHF patients had only mild reduction in function capacity; therefore, our findings may not be generalized to patients with more advanced CHF. However, with current clinical management, most patients in heart failure clinics have similar profile.

In conclusion, CEMG represents C as well along with coactivation assisting in the understanding changes in CHF and HT walking. Therefore higher CEMG and coactivation could to assist from rehabilitation programs. Changes in pattern of muscle activation from isometric postural muscles and increase antagonistic leg muscles should be considered during physical exercises. Adequate exercise training programme and their evaluation should contribute to both favourable metabolic changes and positive effects on the economy of motion. These findings

suggest that interventions that enhance efficiency in muscle activity may increase the patients' SSWS and improve their quality of life.

References

1. Margaria, R. *Sulla fisiologia e specialmente sul consumo energetico della márcia e della corsa a varia velocità ed inclinazione del terreno.* Atti Accademia Nazionale dei Lincei, 7, 299-368, 1938.
2. Minetti AE and Alexander RM. A theory of metabolic costs for bipedal gaits. *J Theor Biol* 1997; *186:* 467-476.
3. Saibene F and Minetti AE. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *Eur J Appl Physiol* 2003; 88: 297-316.
4. Hill AV. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc R Soc Lond B Biol Sci* 1938; 126:136-195.
5. Cavagna GA, Heglund NC and Taylor CR. Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *Am J Physiol* 1977; 233: R243-R261.
6. Wilson JR, Mancini DM and Simson M. Detection of skeletal muscle fatigue in patients with heart failure using electromyography. *Am J Cardiol* 1992; 70: 488-493.
7. Schulze PC, Linke A, Schoene N, et al. Functional and morphological skeletal muscle abnormalities correlate with reduced electromyographic activity in chronic heart failure. *Eur J Cardiovasc Prev Rehabil* 2004; 11: 155-161.
8. Osternig LR, Caster BL and James CR. Contralateral hamstring (biceps femoris) coactivation patterns and anterior cruciate ligament dysfunction. *Med Sci Sports Exerc* 1995; 27: 805-808.

9. Benjuya N, Melzer I and Kaplanski J. Aging-induced shifts from a reliance on sensory input to muscle cocontraction during balanced standing. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2004; 59: 166-171.

10. Figueiredo PF, Ribeiro PB, Bona RL, et al. Ventilatory determinants of self-selected walking speed in chronic heart failure. *Med Sci Sports Exerc* 2013; 45: 415-419.

11. Carrier DR, Anders C and Schilling N. The musculoskeletal system of humans is not tuned to maximize the economy of locomotion. *Proc Natl Acad Sci USA* 2011; 108: 18631-18636.

12. Dall'Ago P, Chiappa GR, Guths H, et al. Inspiratory muscle training in patients with heart failure and inspiratory muscle weakness. *J Am Coll Cardiol*. 2006; 47:757-763.

13. Cooke CB. Metabolic rate and energy balance. In: Eston R, Reilly T (eds) *Kinanthropometry and Exercise Physiology Laboratory Manual: Tests, Procedures and Data.* 3rd ed. Oxton: Routledge, 2009, pp. 147–173.

14. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10: 361-74.

15. Basmajian JV and De Luca CJ. *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. 5a ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1985, pp. 1-100.

16. SENIAM project (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles), http://www.seniam.org (2006, acessed 2 march 2012).

17. Escamilla RF, Babb E, Dewitt R, et al. Electromyographic analysis of traditional and nontraditional abdominal exercises: implications for rehabilitation and training. *Phys Ther* 2006; 86: 656-71.

18. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement.* 4a ed. New Jersey: John Wiley & Sons; 2009. 14-43p.

19. Cappellini G, Ivanenko YP, Poppele RE, et al. Motor patterns in human walking and running. J Neurophysiol. 2006; 95: 3426-3437.

20. Sinkjòr T, Andersen JB, Ladouceur M, et al. Major role for sensory feedback in soleus EMG activity in the stance phase of walking in man. *J Physiol* 2000; 523: 817-827.

21. Bigland-Ritchie B and Woods JJ. Integrated electromyogram and oxygen uptake during positive and negative work. *J Physiol* 1976; 2: 267-277.

22. Osterning LR, Hamill J and Lander JE. Co-activation of sprinter and distance runner muscles in isokinetic exercise. *Med Sci Sports Exer* 1986; 18: 431-435**.**

23. Praagman M, Veeger HE, Chadwick EK, et al. Muscle oxygen consumption, determined by NIRS, in relation to external force and EMG. *J Biomech* 2003; 36: 905-912.

24. Habazettl H, Athanasopoulos D, Kuebler WM, et al. Near-infrared spectroscopy and indocyanine green derived blood flow index for noninvasive measurement of muscle perfusion during exercise. *J Appl Physiol* 2010; 108: 962–967.

25. Hoyt DF and Taylor CR. Gait and the energetics of locomotion in horses. *Nature* 1981; 292: 239-240.

26. Wickler SJ, Hoyt DF, Cogger EA, et al. Preferred speed and cost of transport: The effect of incline. *J Exp Biol* 2000; 203: 2195-2200.

27. Steudel-Numbers KL and Wall-Scheffler CM. Optimal running speed and the evolution of hominin hunting strategies. *J Hum Evol* 2009; 56: 355-360.

28. Mian OS, Thom JM, Ardigo LP, et al. Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. *Acta Physiol* 2006; 186: 127-39.

29. Scott A. England and Kevin P. Granata. The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait Posture* 2007; 25: 172-178.

30. Nagai K, Yamada M, Uemura K, et al. Effects of fear of falling on muscular coactivation during walking. *Aging Clin Exp Res* 2012; 24:157-161.

31. Nagai K, Yamada M, Uemura K, et al. Differences in muscle coactivation during postural control between healthy older and young adults. *Arch Gerontol Geriatr* 2011; 53: 338-343.

32. Abadi FH, Muhamad TA and Salamuddin N. Energy expenditure through walking: meta-analysis on gender and age. *Proc Soc Behav Sci* 2010; 7: 512-521.

33. Malatesta D, Simar D, Ben SH, et al. Effect of an overground walking training on gait performance in healthy 65- to 80-year-olds. *Exp Gerontol* 2010; 45: 427-434.

34. Peterson DS and Martin PE. Effects of age and walking speed on coactivation and cost of walking in healthy adults. *Gait Posture* 2010; 31: 355-359.

35. Kang HG and Dingwell JB. Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy older adults. *J Biomech* 2008; 41: 2899-905.

36. Maki BE. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear? *J Am Geriatr Soc* 1997; 45: 313-320.

37. Menz HB, Lord SR and Fitzpatrick RC. Age-related differences in walking stability. *Age Ageing* 2003; 32: 137-142.

38. Simmons RW and Richardson C. Peripheral regulation of stiffness during arm movements by coactivation of the antagonist muscles. *Brain Res* 1988; 473: 134–140.

39. Cavagna GA, Thyss H and Zamboni A. The sources of external work in level walking and running. *J Physiol* 1976; 262: 639–657.

40. Boriani G, Muller CP, Seidl KH, et al. Randomized comparison of simultaneous biventricular stimulation versus optimized interventricular delay in cardiac resynchronization therapy: the resynchronization for hemodynamic treatment for heart failure management II implantable cardioverter defibrillator (RHYTHM IIICD) study. *Am Heart J* 2006; 151: 1050- 1058.

41. Cazeau S, Leclerq C, Lavergne T, et al. Effects of multisite biventricular pacing in patients with heart failure and intravascular conduction delay. *N Engl J Med* 2001; 344: 873- 880.

42. Winkelmann ER, Chiappa GR, Lima COC, et al. Addition of inspiratory muscle training to aerobic training improves cardiorespiratory responses to exercise in patients with heart failure and inspiratory muscle weakness. *Am Heart J* 2009; 158: 768.e1-e7.

43. Hakkinen K, Kallinen M, Izquierdo M, et al. Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people. *J Appl Physiol* 1998; 84: 1341- 1349.

44. Carolan B and Cafarelli E. Adaptations in coactivation after isometric resistance training. *J Appl Physiol* 1992; 73: 911- 917.

45. Peterson DS and Martin PE. Effects of age and walking speed on coactivation and cost of walking in healthy adults. *Gait Posture* 2010; 31: 355-359.

46. Beneke R and Meyer K. Walking performance and economy in chronic heart failure patients pre and post exercise training. *Eur J Appl Physiol* 1997; 75: 246–251.

47. Olgiati R, Jacquest J, and di Prampero PE. Energy cost of walking and exertional dyspnea in multiple sklerosis. *Am Rev Respir Dis* 1986; 134: 1005-1010.

48. Zamparo P, Francescato MP, De Luca G, et al. The energy cost of level walking in patients with hemiplegia. *Scand J Med Sci Sports* 1995; 5: 348-352.

TABLE 1. Characteristics of controls, patients with CHF and heart transplant.

	Controls (n=12)	Heart Failure (n=12)	Heart Transplant (n=5)	p<0.05	η2
Age (yr)	57 ± 10	59 ± 9	57 ± 4		
Weight (kg)	70.3 ± 12	66 ± 10	82 ± 5†	0.006	
Gender (female/male)	4/8	4/8	1/4		
Height (cm)	166 ± 8	160 ± 10	180 ± 10 **	0.003 / 0.001	
Time after transplantation (yr)	-	-	1.7 ± 1		
Left ventricular ejection fraction (%)	-	33 ± 1	70 ± 8		
Medications	-				
Beta-blockers	-	12	5		
Diuretics	-	10	3		
ACE-I/ARA	-	12	5		
Digoxin	-	7	-		
Anticoagulants	-	8	5		
Immunosuppressor			5		
Cardiopulmonary exercise data					
$\dot{V}O_{2\ peak}$(mL.kg^{-1}min^{-1})	32.1 ± 6 *	23.9 ± 4	19.3 ± 2	0.001	0.75
$\dot{V}E(\dot{V}CO_2)$slope	28 ± 1 #	32 ± 1	35 ± 5	0.049 / 0.027	0.56
Peak expiratory exchange ratio	1.22 ± 0.01	1.15 ± 0.02	1.27 ± 0.02	0.073	0.6
Peak heart rate, % of predicted (220-age)	110 ± 1 #	87 ± 3	76 ± 3	0.001 /0.001	0.76
Peak heart rate (bpm)	179 ± 1 #	139 ± 1	124 ± 3	0.001 / 0.001	0.51
Peak $\dot{V}E(\dot{V}CO_2)$	31.11 ± 3.17	32.83 ± 3.4	38.86 ± 2.70 **	0.022 / 0.028	0.48
Walking cost protocol data					
SSWS (m.s-1)	1.04 ± 0.11 #	0.75 ± 0.16	0.85 ± 0.18	0.001 / 0.011	0.52
C at the SSWS (J.kg.m^{-1})	1.93 ± 0,43 #	3,04 ± 0,58	3,01 ± 0,27	<0.001 / 0.001	0.85
CEMG at the SSWS (J.m^{-1})	2.77±0.68 #	3.52±0.89	3.16±0.75	<0.001 / <0.001	0.58
$\dot{V}O_2$ at the SSWS (mL.kg^{-1}.min^{-1})	11,77 ± 0,45	10,59 ± 0,82	11,53 ± 0,77	0.26	0.07

Data are mean ± SE or number of subjects.

ACE-I, angiotensin-converting enzyme inhibitor; ARA, angiotensin receptor antagonist; $\dot{V}O_2$peak, peak oxygen uptake; $\dot{V}E(\dot{V}CO_2)$ slope, minute ventilation to carbon dioxide production slope; 220 - age, 220 minus the subject's age. Symbols identify statistical significance in the Bonferroni test: ** differences between HT and others; # differences between controls and others; † difference between HT and CHF. * identify statistical significance between groups in ANOVA TWO WAY test.

Figure 1

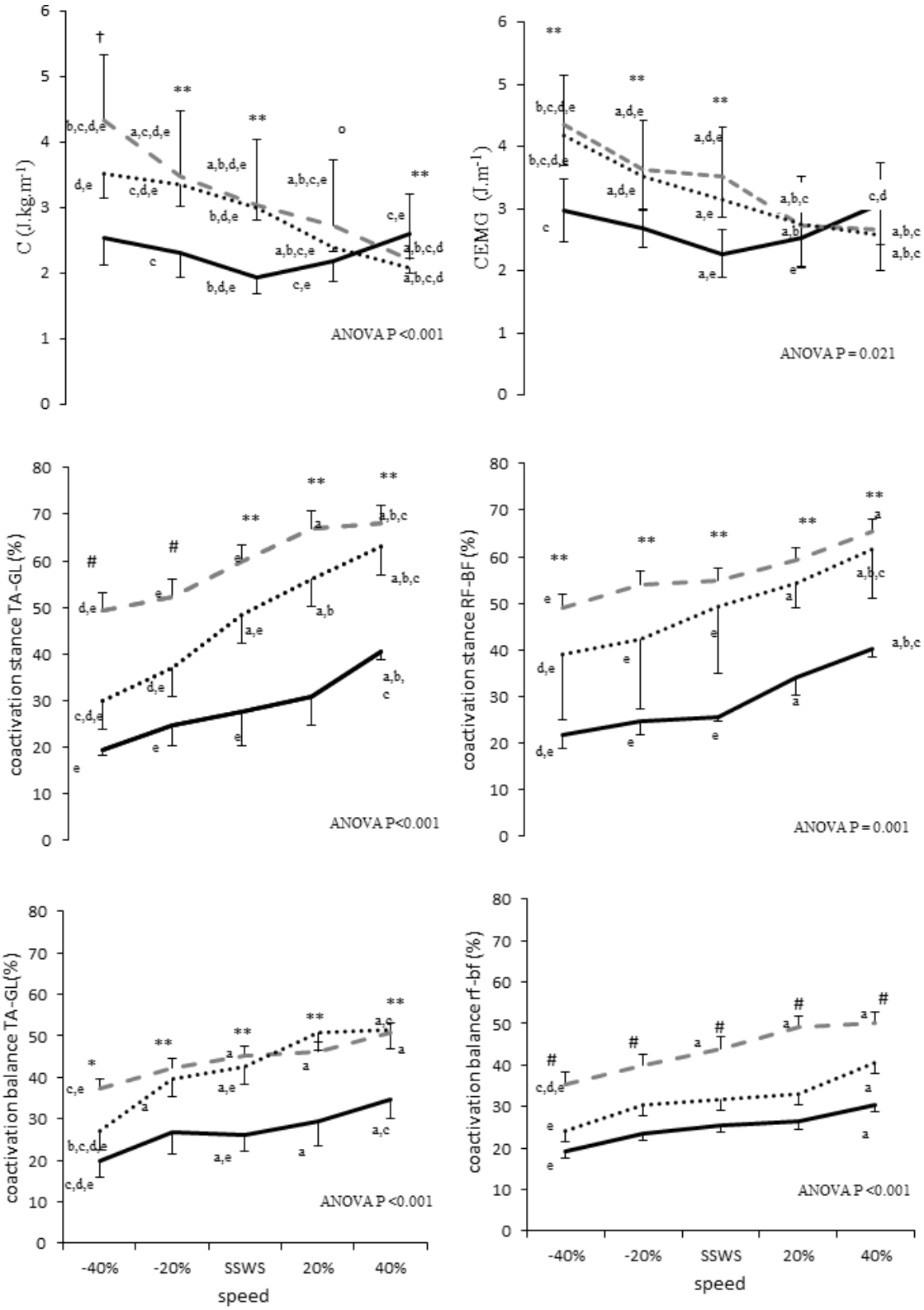


Figure 1. C, EmgC, co-activation of stance phase for tibialis anterior and gastrocnemius medialis, co-activation of stance phase for rectus femoris and biceps femoris, co-activation of swing phase for tibialis anterior and gastrocnemius medialis, co-activation of swing phase for rectus femoris and biceps femoris, for healthy controls (black line), patients with HT (black dotted) and patients with CHF (grey dashed) during five speeds. Symbols identify statistical significance between groups in ANOVA TWO WAY test: * between all groups; ** between control and others; # between CHF and others; † between control and CHF (P<0.05). Different letters identify statistical significance between speeds in the Bonferroni test (P<0.05).

Conclusão

Ao contrário do que ocorre com sujeitos saudáveis, em que o menor C e maior *recovery* são encontrados na VAS, pacientes portadores de ICC e TC escolhem uma velocidade de caminhada onde não são mais econômicos e o mecanismo pendular não está otimizado. Com a otimização desse sistema de reconversão, menos energia metabólica é necessária para manter a caminhada. Outro resultado que auxilia no entendimento da alteração da mecânica da caminhada é o W_{ext} e W_{tot} elevado em algumas das velocidades (no W_{ext} em 40%, VAS, + 40% e no W_{tot} em - 40%, - 20%, VAS, + 40%) nos pacientes portadores de ICC e TC. Estas alterações podem ser abordadas durante a reabilitação física, com diferentes técnicas para auxiliar no padrão de marcha e diminuir o trabalho mecânico. À medida em que aumenta a velocidade de caminha, da ocorre maior intercâmbio entre as energias mecânicas, aumento da *Eff* e diminuição do CEMG.

O CEMG auxilia o entendimento da contribuição de musculaturas que atuam de forma isométrica durante a locomoção com baixa eficiência mecânica, o que resulta em maior VO_2, contribuindo para aumento do C. Existe uma relação entre quantidade de ativação de fibras musculares e VO_2. Com este conhecimento, é possível conduzir a reabilitação e treinamento físico de forma que o melhor controle muscular seja inserido nas atividades diárias.

Ainda a respeito da ativação muscular, o percentual de coativação nas diferentes velocidades se mostrou maior para pacientes portadores de ICC quando comparados aos controles, para os pacientes com TC também foi maior, mas somente na fase de balanço do RF – BF não houve diferença quando comparado aos controles. Estudos anteriores já apresentaram resultados favoráveis para diminuição da coativação, estratégia adotada para aumento da estabilidade articular, em idosos utilizando treinamento de resistência.

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, direcionando à $V_{ótima}$, visualizado no índice de reabilitação.

Esses resultados sugerem que exercícios físicos orientados a melhorar o padrão de caminhada e promover um maior controle sobre os diferentes grupos musculares provavelmente conduzirão a alterações metabólicas favoráveis e efeitos positivos na economia de movimento.

APÊNDICE 1: Parâmetros cinemáticos e trabalho mecânico

Parâmetros cinemáticos

Durante a aquisição das imagens, para permitir a aquisição concomitante das imagens das duas câmeras, foi utilizada uma unidade de sincronismo capaz de fornecer sinal luminoso, permitindo reconhecer o mesmo instante nas duas câmeras. Esta unidade também fornece, de forma simultânea, uma mudança no nível do sinal elétrico (mV) registrado em cada um dos quatro eletromiógrafos utilizados nesta tese capaz de sincronizar com as análises cinemáticas. Na figura 6a e 6b, são apresentados exemplos da aquisição das imagens das duas câmeras e na figura 6c a unidade de sincronismo.

A partir das imagens, a reconstrução 3D das coordenadas foi realizada através da localização dos marcadores reflexivos posicionados nos pontos anatômicos de referência.

(a)

(b)

(c)

Figura 6: Exemplo da aquisição das imagens das duas câmeras posicionadas no local da coleta e unidade de sincronismo. (a) é referente à câmera 1, (b) é referente à câmera 2 e (c) é a unidade de sincronismo, onde acima em branco o *trigger* e abaixo em preto o *led* (azul), utilizados para obter a simultaneidade para análise dos dados.

Calibrador

Foi utilizado um calibrador tridimensional com 20 marcadores refletivos como referência espacial para posterior reconstrução das imagens das câmeras (Figura 7).

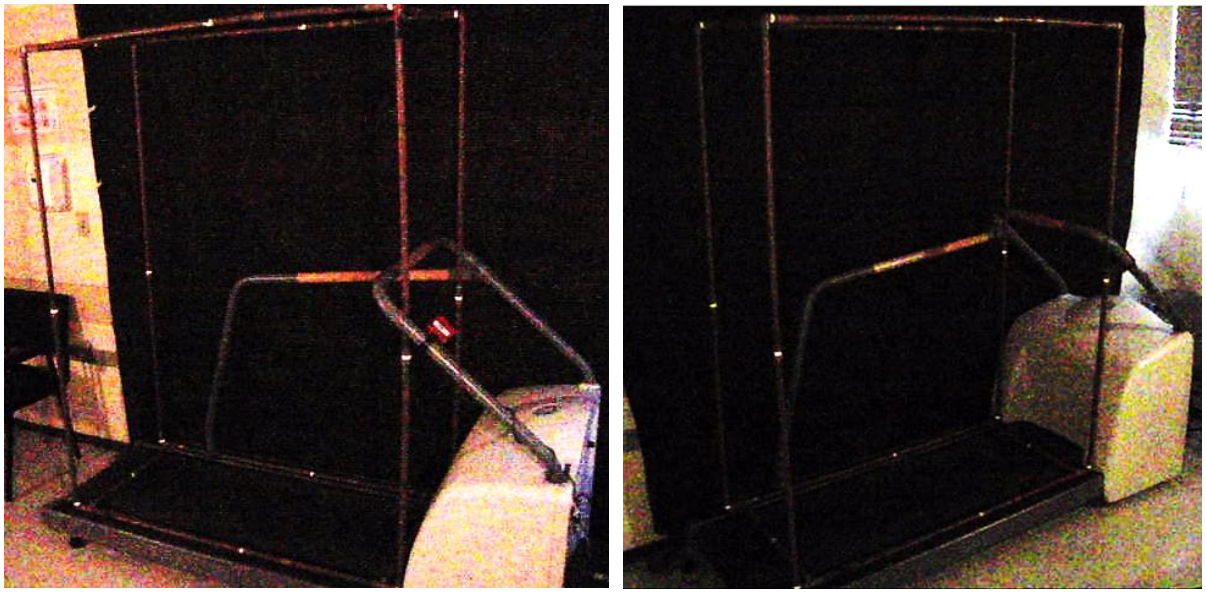


Figura 7: Calibrador tridimensional.

Marcadores reflexivos

Foram utilizados 9 marcadores reflexivos, com 14 mm de diâmetro, localizados no lado direito do corpo. Para o membro inferior (figura 8): 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 (59). Os marcadores foram fixados com fita dupla face (marca 3M).

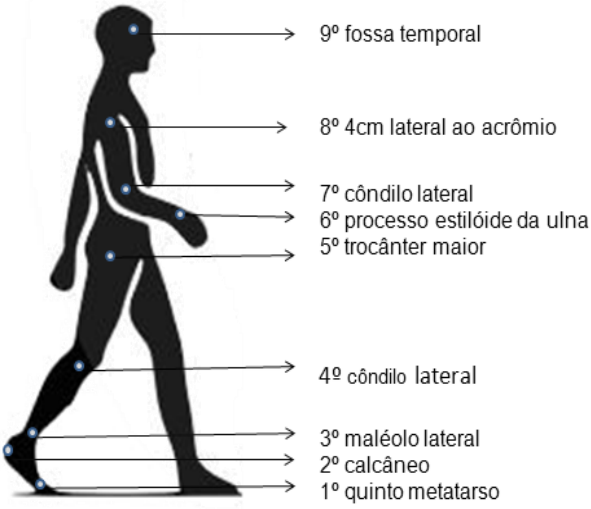


Figura 8: Representação dos marcadores reflexivos sobre os pontos anatômicos.

Cálculo das variáveis mecânicas

Para análise das variáveis mecânicas, o início do ciclo de passada foi determinado pelo toque com o pé direito no solo (*heel-strike*) e o fim do mesmo ciclo de passada, pelo próximo toque do pé direito no solo, e o conjunto de variáveis foram determinadas a partir da média dos valores de dez 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 3D foram processados em uma rotina criada em ambiente Matlab 7.1 (*Mathworks, Inc, USA*). Foram inseridas equações que calcularam o *recovery*, custo de transporte (C), eficiência mecânica (*Eff)*, trabalho mecânico interno (W_{int}), trabalho mecânico externo (W_{ext}), trabalho mecânico total (W_{tot}), comprimento da passada (CP), fase de balanço e fase de apoio.

Antes de calcular o trabalho mecânico, foi necessário obter as variações das energias mecânicas do CM. Assim, para descrever as mudanças de E_k dos segmentos, cujos movimentos

não alteram a posição do CM total, foi utilizado o teorema de König (57). Os dados eram valores referentes a 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 E_k rotacional e translacional foi somada, assumindo a transferência de energia entre os segmentos corporais (30, 58).

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 W_{ext} e 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) (30), demonstradas pelas equações que seguem:

$$E_p(t) = mgh\ (t)$$ **Equação 4**

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

$$E_{kf}(t) = 0{,}5mv_f^{\ 2}(t)$$ **Equação 6**

$$E_{kl}(t) = 0{,}5mv_l^{\ 2}(t)$$ **Equação 7**

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 $m.s^{-2}$), h é a posição vertical (m) e v é velocidade resultante do CM ($m.s^{-1}$). Os dados cinéticos foram calculados a partir da primeira derivada da posição linear nas três dimensões. Após, a E_k global

foi calculada a partir da soma algébrica dos seus três componentes como apresentada na equação 8.

$$E_k(t) = E_{kf}(t) + E_{kv}(t) + E_{kl}(t)$$ **Equação 8**

A energia mecânica total do CM (E_{tot}) foi calculada a partir do somatório das variações das E_p e E_k no tempo (58)(equação 9).

$$E_{tot}(t) = E_p(t) + E_k(t)$$ **Equação 9**

Assim, o trabalho mecânico externo (W_{ext}) ou o trabalho para elevar e acelerar o CM em relação ao ambiente foi a soma dos incrementos positivos de energia total (E_{tot}) (38,58) (equação 10).

$$W_{ext} = \Delta E_{tot}$$ **Equação 10**

O W_{int} constitui 25 a 40% do W_{tot} (34) 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 (58). Relembrando que neste estudo foi assumida a transferência de energia entre os segmentos corporais. O trabalho mecânico interno (W_{int}) ou o trabalho para acelerar os segmentos corporais em relação ao CM foi determinado utilizando a equação de (57) e (58) (equação 11).

$$W_{\text{int}} = \sum 0{,}5mivi^2 + 0{,}5mik^2wi^2$$ **Equação 11**

onde mi é massa do segmento i (em quilogramas), vi 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 ωi 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 (59) por serem estas similares às características da amostra (indivíduos vivos e fisicamente ativos).

O trabalho mecânico total (W_{tot} – equação 12), 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}).

$$W_{tot} = |W_{ext}| + |W_{\text{int}}|$$ **Equação 12**

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

Para o cálculo da potencia mecânica total, $\dot{W}$, foi utilizada a seguinte equação (13):

$$\dot{W} = W_{tot} \times v$$ **Equação 13**

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

O percentual de eficiência mecânica (*Eff*) foi determinado com a equação (14):

$$Eff\,(\%) = \frac{\dot{W}}{\dot{E}} \times 100$$ **Equação 14**

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

As varáveis citadas foram obtidas durante o ciclo de passada, para definir o comprimento da passada temos a velocidade horizontal da esteira multiplicada pelo tempo necessário para realizar uma passada (equação 15).

$$CP = v \times T$$ **Equação 15**

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

APÊNDICE 2: Índice de Reabilitação - estimativa da velocidade ótima de caminhada.

O índice de reabilitação é proposto como auxilio e objetivo durante a fase de reabilitação e/ou treinamento físico. A forma de padronização proposta por esse índice é obtida através da teoria da similaridade dinâmica, aplicada a sistemas em movimento. Esta teoria (34, 60) afirma que dois corpos (ou sistemas) são dinamicamente semelhantes se um pode ser idêntico ao outro multiplicando todas as medidas por um fator, todos os tempos por um segundo fator e todas as forças por um terceiro fator. Para existir a similaridade dinâmica é necessário que os sistemas sejam geometricamente semelhantes e realizem a locomoção em velocidade constante. As razões entre as E_k e E_p devem ser iguais.

Em dois corpos de diferentes tamanhos, a similaridade dinâmica somente é possível se suas velocidades podem ter valores iguais, ou seja, matematicamente é expresso se a velocidade (elevada ao quadrado) equivaler ao quociente entre aceleração da gravidade e comprimento do membro. Partindo dessa permissa se obtém o chamado número de Froude (nFr) (60), que é um valor adimensional, determinado como na equação 16 :

$$nFr = \frac{v^2}{gL}$$ **Equação 16**

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

Quando o nFr tem um valor de 0,25, a caminhada está em sua $V_{ótima}$, é a velocidade em que ocorre o menor valor do custo de transporte (34, 60).

Para estimar a $V_{ótima}$ pelo nFr, a equação anterior foi reescrita resultando na equação (17):

$$V_{ótimaFr} = \sqrt{(g/L)} \times nFr$$ **Equação 17**

onde, g é a aceleração da gravidade (9,81 $m.s^{-2}$), L é o comprimento do membro inferior (medida do trocânter maior até o solo, em m), nFr é o número de Froude e $V_{ótimaFr}$ é a velocidade ótima de caminhada ($m.s^{-1}$).

O índice de recuperação foi proposto no presente estudo baseado na $V_{ótima}$ calculada através do nFr ($V_{ótimaFr}$). Neste caso, usando um nFr comumente encontrado na velocidade autosselecionada e/ou ótimas no reino animal (valor de 0,25) (60). Assim obtido o índice de reabilitação (IR) expresso em percentual (%) como na equação 18:

$$IR = \frac{VAS}{v_{ótimaFr}} \times 100$$ **Equação 18**

onde, IR é o índice de reabilitação, $V_{ótimaFr}$ é a velocidade ótima obtida pelo nFr e VAS é a velocidade autosselecionada.

Quanto maior o percentual do resultado da equação, o indivíduo estará mais próximo da velocidade ótima de caminhada. O objetivo, durante a reabilitação ou treinamento físico, é atingir valores próximos de 100%.

APÊNDICE 3: Considerações a respeito do custo eletromiográfico

Durante a locomoção, em situações de baixa eficiência mecânica, como em velocidade de caminhada abaixo da $V_{ótima}$ são geradas situações de maior instabilidade durante a locomoção, resultando em maior ativação de grupos musculares posturais que atuam de forma isométrica e resultam em maior custo metabólico durante a atividade. Assim, a proposta de utilização do CEMG inclui os músculos posturais e propulsores do movimento de caminhada, auxiliando a compreensão da mecânica da locomoção nesta situação.

No método utilizado, o sinal EMG, depois de filtrado e processado, é computado através dos seus equivalentes metabólicos. Estes equivalentes são advindos da literatura (55). O objetivo deste procedimento foi ter em consideração os equivalentes metabólicos para cada situação de contração (excêntrica, concêntrica e isométrica) e buscar explicar a escolha da VAS por estes dois grupos de pacientes (ICC e TC). Este método assume que uma determinada quantidade de ativação elétrica muscular gera distintos custos energéticos, sendo estes dependentes do tipo de contração muscular (61).

Dos quatorze músculos analisados, os músculos posturais foram considerados contraindo de forma isométrica durante todo ciclo de passada. Os músculos propulsores foram analisados realizando contração excêntrica na primeira metade da fase de contato, concêntrica na segunda metade da fase de contato e contração isométrica durante a fase de balanço (48), como ilustrado na figura 9 (dados de um indivíduo representativo da amostra).

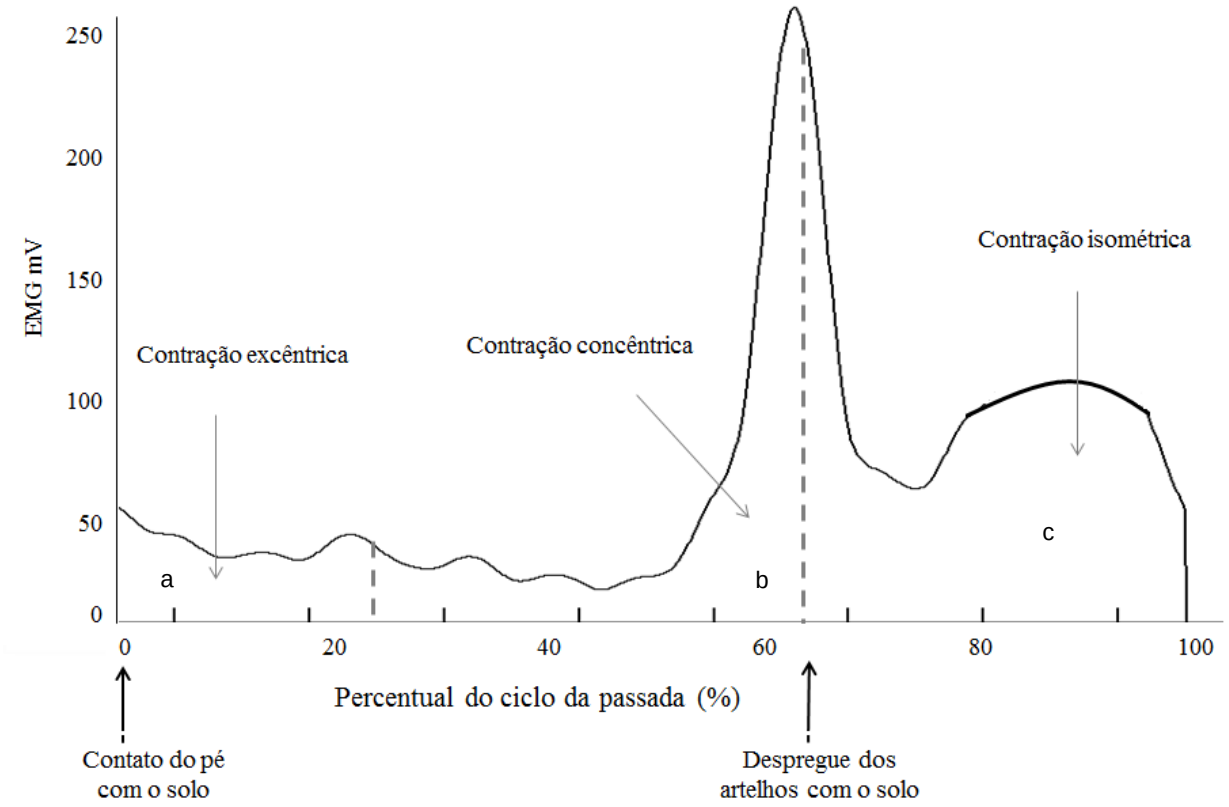


Figura 9: Sinal EMG filtrado, retificado e suavizado, dividido em três áreas pelas linhas cinzas tracejadas: (a) primeira metade da fase de contato – contração excêntrica, (b) segunda metade da fase de contato – contração concêntrica e (c) fase de balanço – contração isométrica. Setas pretas indicam momento de contato e despregue.

O sinal EMG de cada músculo após devidamente filtrado, dividido nas fases e retificado, foi integrado (iEMG) (53). Foram calculadas as integrais para cada fase: integral eletromiográfica excêntrica ($iEMG_{exc}$), integral eletromiográfica concêntrica ($iEMG_{con}$), integral eletromiográfica isométrica ($iEMG_{iso}$) todas na unidade de mV.

As integrais foram convertidas para unidades *counts* (100 *counts* correspondem 1 $mV.s^{-1}$) (55), utilizando um fator de transformação de 100 *counts* ($mV.s^{-1}$). Assim, foi obtida a atividade EMG durante a contração excêntrica (EMG_{neg}), concêntrica (EMG_{pos}) e isométrica (EMG_{iso}) em *counts*. Os equivalentes metabólicos (oriundos da EMG, mas em ml) são obtidos através de equações de regressão linear (49) usando dados experimentais de (55), como segue (equações 19, 20 e 21):

$$Vo_{2neg}(ml) = 0{,}0015.EMG_{neg} + 0{,}3353$$ **Equação 19**

$$Vo_{2pos}(ml) = 0{,}0042.EMG_{pos} + 0{,}1493$$ **Equação 20**

$$Vo_{2iso}(ml) = 0{,}0041.EMG_{iso} + 0{,}1394$$ **Equação 21**

$$CEMG(J/m) = 20{,}1\left[\left(VO_{2neg1} + VO_{2neg2} \dots + VO_{2neg14}\right) + \left(VO_{2pos1} + VO_{2pos2} \dots + VO_{2pos14}\right) + \left(VO_{2iso1} + VO_{2iso2} \dots + VO_{2iso14}\right)\right].CP^{-1}$$

Equação 22

onde VO_{2neg} é o consumo de oxigênio durante o trabalho mecânico negativo (contração excêntrica), VO_{2pos} é o consumo de oxigênio durante o trabalho mecânico positivo (contração concêntrica), VO_{2iso} é o consumo de oxigênio durante a contração isométrica e CEMG é o custo eletromiográfico.

Finalmente o somatório dos dispêndios energéticos dados em ml de O_2 fora convertidos para Joules (J) usando um equivalente energético de 20,1 $J.mL^{-1}$ (35) e após foram divididos pelo comprimento da passada (equação 22). Nesta abordagem entende-se que o modelo procura compreender as determinantes da VAS de caminhada e consequente de baixa eficiência mecânica.

Os dados de ativação EMG foram inseridos em uma rotina criada em ambiente Matlab 7.1 (*Mathworks, Inc, USA*). Foram inseridas equações que calcularam a iEMG durante a primeira metade da fase de apoio, segunda metade da fase de apoio e fase de balanço.

APÊNDICE 4: Posicionamento dos eletrodos para coleta de dados de EMG

Conforme recomendado pela Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia (ISEK) (62), foram realizados os procedimentos como tricotomia, limpeza do local com álcool, colocação dos eletrodos e verificação da impedância (aceita quando inferior a 5 kΩ). Foram utilizados pares de eletrodos de superfície descartáveis, da marca Kendall (Meditrace – 100; Ag/AgCl; diâmetro de 2,2 cm com adesivo de fixação, na configuração bipolar) (figura 10a) em 14 músculos selecionados (figura 10b) (descritos mais abaixo) sendo utilizadas fita hipoalergênicas para minimizar possíveis deslocamentos dos eletrodos e cabos.

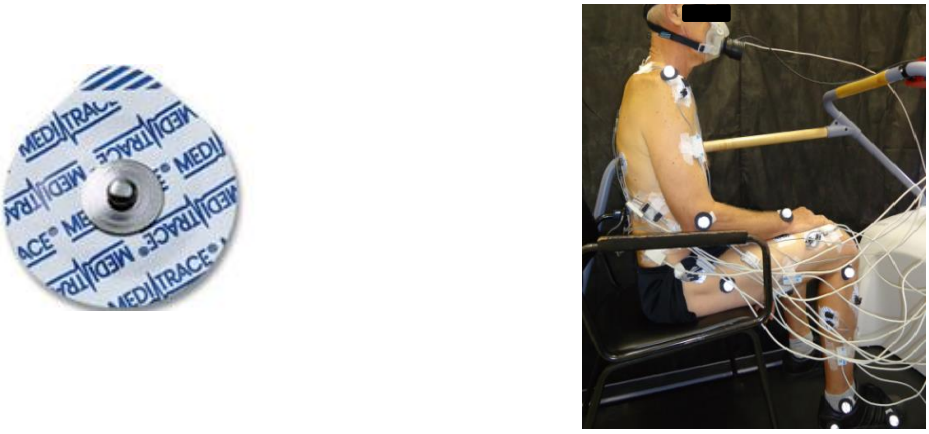


Figura 10: a) Eletrodo de superfície. b) Eletrodos nos músculos avaliados.

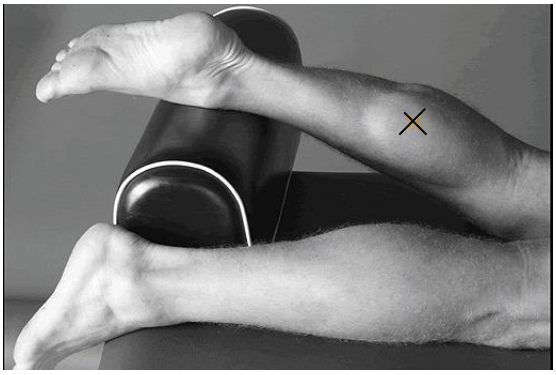
Os eletrodos foram colocados sobre o ventre muscular, paralelo às fibras musculares, de forma que ficassem distantes 20 mm um do outro. Foram utilizados concomitantemente quatro eletromiógrafos modelo Miotool 400 de 4 canais cada (Miotec Equipam. Biomédicos Ltda) (figura 11) juntamente com a unidade de sincronismo (descrita no apêndice 1).

Figura 11: Eletromiógrafo Miotool 400 de 4 canais (Miotec).

No quadro abaixo segue um resumo do posicionamento dos eletrodos de acordo com as orientações do projeto SENIAM (63).

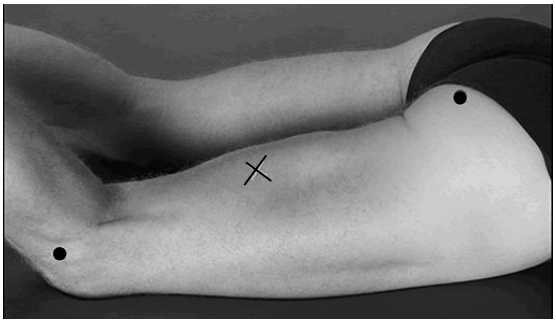
Foram avaliados músculos propulsores (tibial anterior, gastrocnêmio medial, vasto lateral, reto femoral, bíceps femoral cabeça longa, glúteo médio), assim como músculos posturais e do membro superior (reto abdominal, oblíquo interno, oblíquo externo, longuíssimo, iliocostal, trapézio ascendente, latíssimo do dorso, deltoide anterior). Eletrodo de referencia foi posicionado na vértebra C7 (46).

Quadro de posicionamento dos eletrodos para coleta de eletromiografia:

Tibial anterior	Posicionado a distância de um terço da ponta da fíbula e da ponta do maléolo medial, seguindo essa orientação.	
Gastrocnêmio medial	Na mais proeminente protuberância do músculo, orientado na direção da perna.	

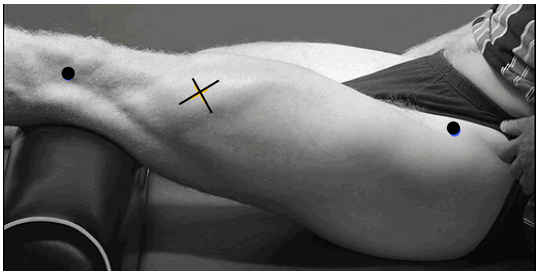
Bíceps femoral (cabeça longa)

Posicionado a distância de 50% da linha entre a tuberosidade ísquio tibial e o epicôndilo lateral da tíbia, orientados na direção desta linha.



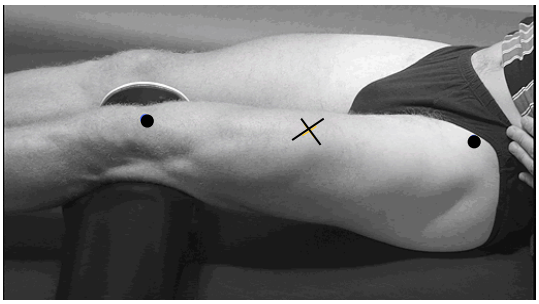
Vasto lateral

Posicionado a distância de dois terços da espinha ilíaca ântero superior, na linha em direção à borda lateral da patela, na direção das fibras do músculo.



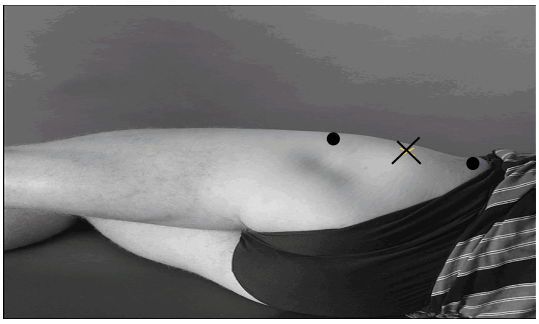
Reto femoral

Posicionado a distância de 50% da linha entre espinha ilíaca ântero superior e a parte superior da patela, orientado na direção da mesma.



Glúteo médio

Posicionado a distância de 50% de uma linha entre a crista ilíaca e o trocânter.

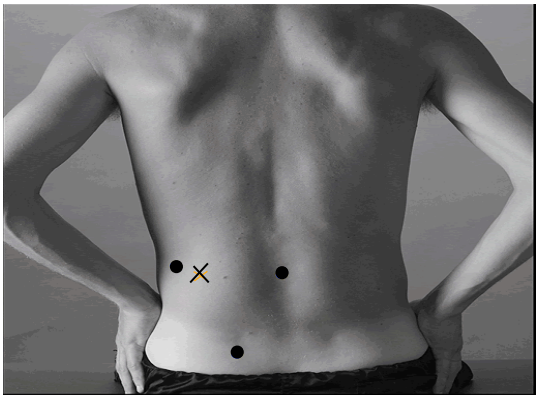


Longuíssimo

Verticalmente na distancia de 2 dedos laterais do processo espinhoso de L1.

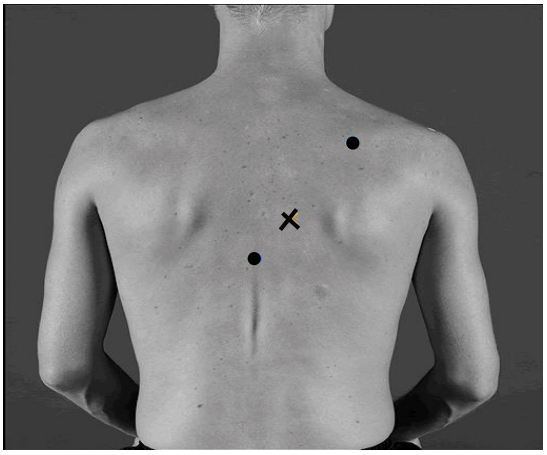
Iliocostal

Posicionado a distância de um dedo medial da parte superior da linha entre espinha ilíaca póstero superior e a borda lateral do músculo na última costela. Alinhado paralelamente à linha e no nível de L2.



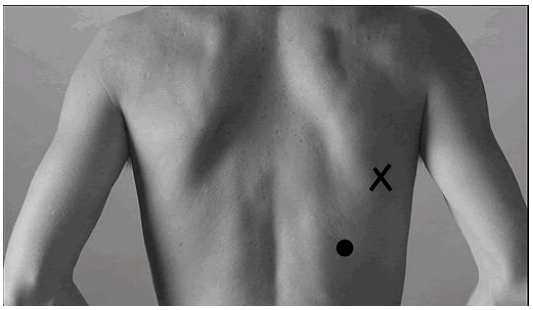
Trapézio ascendente

Posicionado a distância de dois terços da linha da borda superior da escápula e T8. Na direção da linha entre T8 e o acrômio.



Latíssimo dorso

Posicionado obliquamente a 4 cm de distância do ângulo inferior da escápula.



Deltoide anterior

Posicionado a distância de dois dedos de largura distal e anterior ao acrômio, na direção da linha entre o acrômio e o polegar.

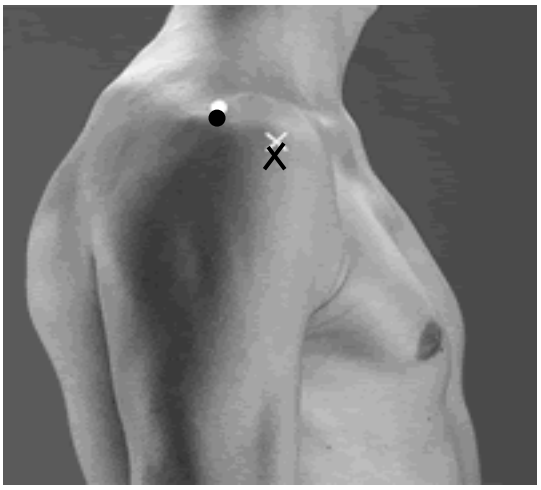


Figura 12: Posicionamento dos eletrodos (imagens obtidas do projeto Seniam).

Os músculos reto abdominal, oblíquo interno e oblíquo externo não constam no projeto Seniam (63) e por isso os eletrodos para esses músculos foram posicionados de acordo com as orientações da literatura (64):

- Reto abdominal: posicionado a três cm lateral à linha média abdominal alinhado verticalmente a cicatriz umbilical.

- Oblíquo externo: a 50% da linha entre a margem costal e a crista ilíaca ântero superior, inclinados em 45°.

- Oblíquo interno: posicionado na linha horizontal, dois cm abaixo de espinha ilíaca ântero superior, medialmente dentro de um triângulo confinado pelo ligamento inguinal, margem lateral do músculo reto abdominal e uma linha que liga a espinha ilíaca ântero superior.