

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

**ALTERAÇÕES NAS VARIÁVEIS MECÂNICAS E ENERGÉTICAS DA
CAMINHADA DECORRENTES DA DOR LOMBAR CRÔNICA INESPECÍFICA:
ESTUDO OBSERVACIONAL TRANSVERSAL**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

ALBERITO RODRIGO DE CARVALHO

Porto Alegre, Outubro de 2012

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

**ALTERAÇÕES NAS VARIÁVEIS MECÂNICAS E ENERGÉTICAS DA
CAMINHADA DECORRENTES DA DOR LOMBAR CRÔNICA INESPECÍFICA:
ESTUDO OBSERVACIONAL TRANSVERSAL**

ALBERITO RODRIGO DE CARVALHO

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

ORIENTADOR: PROF. DR. LEONARDO ALEXANDRE PEYRÉ-TARTARUGA

Porto Alegre, Outubro de 2012

CIP - Catalogação na Publicação

Carvalho, Alberito Rodrigo de Carvalho
ALTERAÇÕES NAS VARIÁVEIS MECÂNICAS E ENERGÉTICAS DA
CAMINHADA DECORRENTES DA DOR LOMBAR CRÔNICA
INESPECÍFICA: ESTUDO OBSERVACIONAL TRANSVERSAL /
Alberito Rodrigo de Carvalho Carvalho. -- 2012.
106 f.

Orientador: Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga
Peyré-Tartaruga.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do
Rio Grande do Sul, Escola de Educação Física, Programa
de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano,
Porto Alegre, BR-RS, 2012.

1. Dor lombar. 2. Locomoção humana. 3. Caminhada.
4. Consumo de energia. I. Peyré-Tartaruga, Leonardo
Alexandre Peyré-Tartaruga, orient. II. Título.

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

A COMISSÃO EXAMINADORA, ABAIXO ASSINADA, APROVA A DISSERTAÇÃO:

ALTERAÇÕES NAS VARIÁVEIS MECÂNICAS E ENERGÉTICAS DA CAMINHADA
DECORRENTES DA DOR LOMBAR CRÔNICA INESPECÍFICA: ESTUDO
OBSERVACIONAL TRANSVERSAL

ELABORADA POR
ALBERITO RODRIGO DE CARVALHO

ORIENTADA POR
PROF. DR. LEONARDO ALEXANDRE PEYRÉ-TARTARUGA

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

PROF^a. Dra. FLÁVIA GOMES MARTINEZ – UFRGS

PROF. DR. FLÁVIO ANTÔNIO DE SOUZA CASTRO – UFRGS

PROF. Dr. ALEXANDRO ANDRADE - UDESC

Porto Alegre, Outubro de 2012

DEDICATÓRIA

Ao longo de toda minha caminhada, não foram poucas as pessoas que estiveram ao meu lado, familiares e amigos, me incentivando e compartilhando, cada um a seu modo, sentimentos de ânimo e encorajamento. Por isso, em reconhecimento e retribuição, dedico esse trabalho a todos vocês, sem exceções. Esta dedicatória não se trata apenas do cumprimento de formalidade, mas uma tentativa de partilhar esse momento da minha vida com todos aqueles que se fizeram “co-autores” desse trabalho, pois ele é, em última instância, fruto de todas as impressões boas e ruins que a vida me presenteou, das quais vocês foram atores protagonistas.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente gostaria de agradecer ao meu orientador Prof. Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga não só pela orientação, mas principalmente pela oportunidade. Nunca me esquecerei dos nossos primeiros contatos em que mesmo você não me conhecendo pessoalmente, mesmo sabendo da grande barreira geográfica que nos separava e que poderia ser vista (e foi vista por muitos outros) como um obstáculo insuperável, você não me fechou as portas e, ao contrário, me incentivou. Gostaria que soubesse, não tirando em nada a importância da dissertação *per se*, que o legado dessa oportunidade na minha vida foi muito além do papel. Certamente não foi uma experiência fácil (horas semanais intermiáveis de viagem durante anos; privação de sono, lazer e tantas outras coisas para conseguir conciliar as atividades profissionais e acadêmicas), mas de impagável crescimento pessoal e profissional.

Meus sinceros agradecimentos também a minha equipe de alunos. Vocês sabem que sem a ajuda de todos vocês esse trabalho não seria concluído. Por isso, a vocês: Bruno, Endianara, Gabriela, Giovanna, Lana, Lígia, Marina, Ricardo, Roberto, Ronaldo, Thiago, Welds, e a todos aqueles que contribuíram de forma mais esporádica, mas não menos importante, meu eterno reconhecimento. Mas muito mais do que isso, saibam que nesta missão de facilitador do aprendizado de outras pessoas, a convivência com vocês me faz ver diariamente a necessidade do meu próprio aprimoramento para poder atender, à altura, as expectativas de cada um dos meus alunos. Muito obrigado!

Agradeço também a toda a equipe do Grupo de Pesquisa em biomecânica e energética da locomoção da UFRGS - “LOCOMOTION”: Alex, Bira, Clarissa, Henrique, Jorginho, Marcela, Maribel, Naty, Patrícia Pantoja, Paula, Renata, Rodrigo, Vanessa, e a “velha guarda” José Luis, Marcus e Remião pela recepção, companheirismo e aprendizado. Estarei sempre torcendo pelo sucesso de todos vocês.

Aos meus amigos e colegas de trabalho que, as vezes até sem saber, outras vezes intencionalmente, me deram força para permanecer em pé quando o vigor físico e o ânimo me faltaram, e não foram poucas as vezes. Especialmente a vocês: Carlos, Carmem, Celeide, Cristina Diamante, Dorisvaldo, Fernando, Érica, Gladson, Goretti, Gustavo, Helenara, Jane, Telmo e Villagra...meu muito obrigado.

Aos meus familiares que, mesmo muito distantes, sempre se fizeram presentes na minha vida. Obrigado pelo apoio e carinho.

Obrigado a todas as pessoas que foram capazes de entender a minha longa e constante “ausência” como algo necessário para a conclusão dessa etapa. Obrigado também “aquelas” que não foram capazes de entender. Isso não as faz menos importantes na minha vida.

Obrigado ao Centro de Reabilitação Física da UNIOESTE, especialmente ao Prof. Alexandre, diretor de clínica, e ao Dorisvaldo, coordenador administrativo, pelo apoio financeiro para manutenção do analisador de gases. Obrigado também ao LADESP – UNIOESTE campus MARECHAL CÂNDIDO RONDON, na figura do Prof. Lucinar Flores, pelo empréstimo do analisador.

Minha gratidão a todos os funcionários do Programa de Pós Graduação em Ciências do Movimento Humano (PPGCMH) e da secretaria do Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) pela presteza e dedicação no desempenho de suas funções.

Por último gostaria de agradecer a todos os voluntários que se dispuseram a participar desta pesquisa. Meus sinceros agradecimentos.

“A teoria ensina. Porém, a prática afere-lhe o valor. Não basta saber. É imprescindível utilizar o que se conhece. O conhecimento, em verdade, amplia os horizontes do entendimento. Não obstante, a sua aplicação alarga as paisagens da vida. A mente conhecedora deve movimentar as mãos no uso desses valiosos recursos.”

(pelo espírito Joanna de Ângelis)

RESUMO

Introdução: A dor lombar gera alterações motoras que podem comprometer a caminhada. Contudo, pouco se sabe sobre suas repercussões sobre a cinemática e energética da caminhada. **Objetivo:** Verificar: a) a correlação entre variáveis cinemáticas da caminhada (intensidade do deslocamento e velocidade horizontal) e variáveis neurofisiológicas e psicossociais da dor lombar (intensidade da dor e nível de incapacidade, respectivamente); b) o efeito da dor lombar crônica sobre parâmetros cinemáticos e metabólicos da caminhada. **Métodos:** A amostra foi composta por voluntários com dor lombar crônica inespecífica, (GL/ n=6) e indivíduos saudáveis (GC/ n=7). O nível de incapacidade foi obtido pelo Índice de Incapacidade de Oswestry e a intensidade da dor pela escala visual analógica (EVA). As variáveis cinemáticas foram determinadas por cinemetria, e as variáveis metabólicas por análise de gases enquanto os sujeitos caminharam em esteira rolante. A bateria de teste foi dividida em três blocos de acordo com a intensidade do esforço (preferida, abaixo e acima da preferida). **Resultados:** Não foram observadas correlações entre as variáveis cinemáticas da caminhada e as variáveis neurofisiológicas e psicossociais da dor. Também não se observou efeito da dor lombar sobre os parâmetros cinemáticos. Embora não houvesse diferença entre os grupos nos parâmetros metabólicos, os lombálgicos foram mais econômicos nas velocidades mais baixas. **Conclusão:** Embora a dor lombar crônica não tenha influenciado os parâmetros mecânicos da caminhada, e não se tenha observado diferenças nos parâmetros metabólicos entre os grupos, a velocidade ótima de caminhada nos lombálgicos parece estar nas baixas velocidades.

Palavras-chave: Dor lombar; locomoção humana; caminhada

ABSTRACT

Introduction: Low back pain causes motor abnormalities that may impair walking. However, little is known about its effects on the kinematics and energetics of walking. **Objectives:** To check: a) the correlation between kinematic variables of walking (intensity of displacement and horizontal velocity) and neurophysiological and psychosocial variables of low back pain (pain intensity and disability level, respectively), b) the effect of chronic low back pain on kinematic and metabolic parameters walk. **Methods:** The sample consisted of patients with chronic nonspecific low back pain, (GL / n=6) and healthy subjects (GC / n=7). The level of disability was obtained by the Oswestry Disability Index and pain intensity by visual analog scale (VAS). The kinematic variables were determined by kinematics, and metabolic variables for gases analysis while the subjects walked on a treadmill. The battery test was divided into three blocks according to the intensity of the effort (preferably above and below the preferred). **Results:** There were no correlations between the kinematic variables of the walk and the neurophysiological and psychosocial variables of low back pain. Also there was no effect of back pain on the kinematic parameters. Although there was no difference between the groups in metabolic parameters, the lumbar group were more economical in lower speeds. **Conclusion:** Although chronic back pain did not influence the mechanical parameters of the walk, and has not been seen differences in metabolic parameters between groups, the optimal speed of walking on person with low back pain seems low speeds.

Key-words: Low back pain; human locomotion; walking

SUMÁRIO

LISTA DE DEFINIÇÃO DE TERMOS.....	10
LISTA DE ILUSTRAÇÕES.....	11
LISTA DE TABELAS.....	12
LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS.....	13
APRESENTAÇÃO DA DISSERTAÇÃO.....	16
1 INTRODUÇÃO GERAL.....	16
1.1 Objetivos.....	20
1.1.1 Objetivo do artigo A.....	20
1.1.2 Objetivo do artigo B.....	20
1.1.3 Objetivo do artigo C.....	20
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	21
2.1 Dor lombar: contextualização.....	21
2.2 Caminhada: características mecânicas e energéticas em condições normais e na lombalgia.....	24
2.3 Problema e justificativa.....	28
ARTIGO A.....	30
ARTIGO B.....	49
ARTIGO C.....	74
3 CONCLUSÕES GERAIS.....	97
4 REFERÊNCIAS GERAIS.....	98

LISTA DE DEFINIÇÃO DE TERMOS

Custo de transporte: medida de economia da locomoção e representa a quantidade de energia metabólica consumida para mover um quilograma de massa corporal por unidade de distância;

Duty Factor: fração da passada na qual um pé toca o solo;

Passada: um período que compreende desde o momento do contato de um pé com o solo e finaliza no subsequente momento de contato do mesmo pé;

Passo: um período que compreende desde o momento do contato de um pé com o solo e finaliza no subsequente momento do contato do pé contralateral;

Número de Froude (FR): valor utilizado para comparar a velocidade de deslocamento entre indivíduos de diferentes tamanhos (adimensional). É baseado na Teoria das Similaridades Dinâmicas na qual assume que dois corpos geometricamente similares, cujos movimentos baseiam-se na troca entre energias cinética e potencial, dinamicamente também se comportam de forma igual, se eles se moverem no mesmo FR. O cálculo do FR leva em conta a velocidade de progressão, a aceleração da gravidade e o comprimento do membro inferior.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

ARTIGO A

INFLUÊNCIA DA DOR LOMBAR CRÔNICA E DO NÍVEL DE INCAPACIDADE NA CORRELAÇÃO ENTRE VELOCIDADE HORIZONTAL E INTENSIDADE DOLOROSA.....	30
FIGURA 1A. Estatística descritiva para as variáveis intensidade dolorosa e velocidade horizontal, separadas por grupo e intensidade de deslocamento, e para o nível de incapacidade, sendo esta última separada apenas por grupo.....	38
FIGURA 2A: Comportamento da percepção dolorosa em função da duração da caminhada (momento da coleta a cada minuto) para cada grupo.....	39

ARTIGO B

COMPARAÇÃO DOS PARÂMETROS ESPAÇO TEMPORAIS DA CAMINHADA ENTRE VOLUNTÁRIOS COM E SEM LOMBALGIA CRÔNICA INESPECÍFICA.....	49
FIGURA 1B – Setup da coleta evidenciando a distribuição das câmeras na sala.....	56
FIGURA 2B – Valores médios (MD), desvios-padrão (DP) para cada uma das variáveis separadas por grupo e por intensidade de esforço.....	59
FIGURA 3B: Coeficientes de variação para as variáveis comprimento, duração e frequência da passada.....	60

ARTIGO C

INFLUÊNCIA DA DOR LOMBAR CRÔNICA INESPECÍFICA NA ECONOMIA DA CAMINHADA: ESTUDO OBSERVACIONAL.....	74
FIGURA 1C: Estatística descritiva e inferencial das comparações intragrupo para as variáveis potência metabólica, custo de transporte e número de Froude avaliando-se o efeito da intensidade do deslocamento.....	83
FIGURA 2C: Comportamento da potência metabólica e do custo de transporte quando expressos em função da velocidade da caminhada.....	84
FIGURA 3C: Comportamento da potência metabólica e do custo de transporte quando expressos em função do número de Froude.....	85

LISTA DE TABELAS

ARTIGO A

INFLUÊNCIA DA DOR LOMBAR CRÔNICA E DO NÍVEL DE INCAPACIDADE NA CORRELAÇÃO ENTRE VELOCIDADE HORIZONTAL E INTENSIDADE DOLOROSA.....	30
TABELA 1A: Estatística descritiva e de comparação intergrupos entre as variáveis de caracterização da amostra.....	36
TABELA 2A: Correlação entre intensidade de deslocamento na caminhada, velocidade horizontal e intensidade dolorosa controlada pelo nível de incapacidade e dor lombar (efeito de grupo). Correlação bisserial quando as correlações envolveram a variável grupo, considerada como dicotômica contínua.....	39

ARTIGO B

COMPARAÇÃO DOS PARÂMETROS ESPAÇO TEMPORAIS DA CAMINHADA ENTRE VOLUNTÁRIOS COM E SEM LOMBALGIA CRÔNICA INESPECÍFICA.....	49
TABELA 1B: Estatística descritiva e de comparação intergrupos entre as variáveis de caracterização da amostra.....	55
TABELA 2B: Parâmetros espaço temporais analisados, suas unidades e definições.....	58
TABELA 3B: Estatística descritiva das variáveis comprimento da passada e razão de caminhada com seus respectivos valores normalizados separados por intensidade do deslocamento e por grupo.....	60
TABELA 4B: Resultado da ANOVA para as variáveis espaço temporais apresentado-se: a verificação da esfericidade (teste de Mauchly); o efeito principal da intensidade de deslocamento e suas interações com o grupo e com o nível de incapacidade; o tamanho do efeito; os pós testes, quando pertinentes.....	61

ARTIGO C

INFLUÊNCIA DA DOR LOMBAR CRÔNICA INESPECÍFICA NA ECONOMIA DA CAMINHADA: ESTUDO OBSERVACIONAL.....	74
TABELA 1C: Apresentação da estatística descritiva e de comparação intergrupos entre as variáveis de caracterização da amostra.....	79
TABELA 2C: Estatística descritiva para as razões de similaridades (RS) das variáveis antropométricas entre os sujeitos da amostra e as suas correlações.....	80
TABELA 3C: Comparações entre os grupos lombalgia e controle, relativas às variáveis potência metabólica, custo de transporte e número de Froude para avaliar o efeito de grupo.....	85

LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

*	símbolo de multiplicação
AB	velocidade Abaixo da preferida
AC	velocidade Acima da preferida
ANOVA	Análise de variância
bpm	batimentos por minute
cm	Centímetros
CO ₂	dióxido de Carbono
CoV	Coeficiente de Variação
Cpass	Comprimentto de passada
CT	Custo de transporte
D	Direito (lado direito)
DLC	Dor Lombar Crônica
DLCI	Dor Lombar Crônica Inespecífica
DP	Desvio Padrão
E	Esquerdo (lado esquerdo)
EMG	atividade eletromiográfica
EVA	Escala Visual Analógica
F	estatística F (da ANOVA)
FC	Frequência Cardíaca
FP	Frequência de passada
g	aceleração da gravidade
GC	Grupo Controle
GL	Grupo Lombalgia
h	Hora
Hz	Hertz (ciclos por segundo)
ICC	Coeficiente de Correlação Interclasses
ID	Intensidade de Deslocamento
IIO	Índice de Incapacidade de Oswestry
IMC	Índice de Massa Corporal
IMI	Incapacidade Mínima
IMO	Incapacidade Moderada
ISE	Incapacidade Servera
J	Joules
kg	Quilograma
km	Kilômetros
L	Litro
LAPEMH	Laboratório de Pesquisa do Movimento Humano
L _{MI}	Comprimento do membro inferior
m	Metro
MC	Massa Corporal
MD	Média aritmética
mechCoL	modelo de predição mecânica do custo de transporte
min	Minute
mL	Mililitro
mmHg	milímetros de Mercúrio
NF	Número de Froude
Npass	Comprimento da passada normalizada pelo comprimento do membro inferior

O ₂	Oxigênio
PA	Pressão Arterial
PotM	Potência Metabólica
RC	Razão de Caminhada
RCN	Razão de Caminhada Normalizada
RQ	coeficiente respiratório
RS	Razão de Similaridade
s	Segundo
SD	<i>Standard Deviation</i> (Desvio Padrão)
SI	Sem Incapacidade
SN	Sistema Nervoso
SNC	Sistema Nervoso Central
T	estatística T (do teste t)
T _{pass}	Duração da passada
UFRGS	Universidade Federal do Rio Grande do Sul
UNICAMP	Universidade Estadual de Campinas
UNIOESTE	Universidade Estadual do Oeste do Paraná
Veloc	Velocidade horizontal
VO ₂	Consumo de Oxigênio
VO _{2max}	Consumo máximo de oxigênio
VO _{2ortostático}	Consumo de Oxigênio na posição ortostática sem movimento
VO _{2pico}	Consumo de oxigênio de pico
VO _{2teste}	Consumo de Oxigênio durante o teste
VP	Velocidade Preferida auto-selecionada
W	Watts
α	Alfa

APRESENTAÇÃO DA DISSERTAÇÃO

Este trabalho foi concebido na forma de dissertação que contém artigos prontos para submissão à publicação, e está em consonância com a resolução 93/2007 que regulamenta a publicação e características dos conteúdos dos trabalhos científicos desenvolvidos na Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS).

Essa dissertação é composta: por uma introdução geral; pela fundamentação teórica; por três artigos correspondentes aos objetivos específicos do estudo; pela conclusão geral; e pelas referências referentes à introdução geral e à fundamentação teórica.

Os três artigos são apresentados na seguinte ordem:

Artigo A – Influência da dor lombar crônica e do nível de incapacidade na correlação entre velocidade horizontal e intensidade dolorosa.

Artigo B - Comparação dos parâmetros espaço temporais da caminhada entre voluntários com e sem lombalgia crônica inespecífica.

Artigo C – Influência da dor lombar crônica inespecífica na economia da caminhada: estudo observacional.

1 INTRODUÇÃO GERAL

A dor lombar é uma condição comum na população mundial e gera custos socioeconômicos relevantes. Segundo estimativas, 80% dos indivíduos apresentarão um episódio de dor em algum momento da vida. As desordens lombares são de natureza multifatorial, sendo que, fatores anatomopatológicos, físicos, neurofisiológicos, psicológicos e sociais têm impacto diferenciado em cada indivíduo e, em cerca de 90% dos casos, não é possível que a causa da sintomatologia seja determinada, o que caracteriza o quadro de dor lombar inespecífica. A maioria daqueles que vivenciam episódios de dor lombar experimentam rápida melhora, tanto da dor quanto do quadro de prejuízo funcional, sem a necessidade de tratamento específico. Somente uma pequena parte daqueles que relatam um episódio de dor lombar aguda (caracterizado como um evento de lombalgia súbito, de duração menor que seis semanas, que ocorre após um período de pelo menos seis meses sem dor lombar) evolui para um quadro crônico (dor lombar persistente por mais de três meses que indica um estágio mais tardio da doença); e é para este pequeno grupo que se destina a maioria dos recursos e esforços para se desenvolver alternativas de tratamento eficazes

(O'SULLIVAN 2005, CHOU et al. 2007, KRISMER; VAN TULDER 2007, WAND; O'CONNELL 2008).

Neste contexto, o termo dor lombar crônica é definido como dor contínua na região lombar, sacral ou lombossacral, com duração superior a três meses, porém, percebida como de baixa intensidade e esporadicamente pontuada pela exacerbação dos sintomas em quadros de agudização (MALLIOU et al. 2006).

Estudos desenvolvidos nas últimas décadas, sobre o assunto, já destacavam duas considerações importantes: 1) o impacto negativo da dor lombar, tanto na esfera social quanto pessoal; 2) a limitação dos estudos que buscaram estabelecer metas terapêuticas para este grupo de pacientes. Pesquisas recentes ainda apontam em direção à baixa consistência científica para a maioria das intervenções terapêuticas no manejo da dor lombar, e sugerem que a dificuldade de se estabelecer tanto um diagnóstico preciso, devido à complexidade etiológica, quanto de se agrupar os lombálgicos em subgrupos com características específicas e similares sejam os motivos para os resultados limitados das abordagens terapêuticas, já que estas não poderiam obter êxito pela heterogeneidade das amostras (REULER 1985, BRENNAN et al. 2006, WAND; O'CONNELL 2008).

Outro fator que contribui para resultados insatisfatórios nas abordagens com pacientes com lombalgia crônica é que boa parte das condutas tende a ser unidimensional, geralmente direcionadas para os fatores físicos, enquanto que a síndrome de dor lombar é multidimensional. As investigações sobre o sistema nervoso (SN) e seu envolvimento nas dores dolorosas revelam complexas mudanças bioquímicas e neuro-moduladoras, desde a periferia, passando pela medula espinal, até os níveis corticais. O foco sobre o papel do SN na modulação da dor coincidiu com o aumento de pesquisas que investigaram o impacto dos fatores psicológicos e sociais na modulação da dor, e em particular, na capacidade do SN central mediar vias de dor por estímulos provenientes de estruturas do prosencéfalo (telencéfalo e diencéfalo). Má adaptação nas estratégias de enfrentamento, tais como pensamentos negativos, medo patológico, ansiedade anormal em relação à dor, comportamento evitador, estão associadas com altos níveis de dor, incapacidade e estado de proteção muscular. Os fatores sociais, por sua vez, afetam as crenças, reforçam os aspectos psicológicos e podem, então, potencializar as vias centrais de dor (ZUSMAN 2002, MOSELEY 2003, O'SULLIVAN 2005).

Assim, torna-se relevante a preocupação de se estabelecer critérios clínicos que possam, não só contribuir para identificar as diferentes subclasses de dor lombar (ex. aguda,

subaguda, crônica, inespecífica, específica), mas também auxiliar no prognóstico e avaliação da terapêutica bem como prover entendimento do impacto da síndrome nas diferentes dimensões por meio de marcadores clínicos chave.

Apesar das limitações para se estabelecer a relação entre as características clínicas e condições causadoras da dor lombar com a eficácia das condutas de tratamento, observa-se que prejuízos biomecânicos e fisiológicos tendem a acompanhar os quadros crônicos de dor lombar. Muitos deles são identificados na literatura, tais como diminuição da velocidade da marcha confortável, diminuição do comprimento do passo e do tempo de balanço (CALLAGHAN; PATLA; MCGILL 1999, NEWL; VAN DER LAAN 2010), diminuição da capacidade aeróbia máxima (DUQUE; PARRA; DUVALLET 2011), diminuição da resistência dos extensores lombares com conseqüente anteriorização do centro de massa, pobre controle postural (BRUMAGNE et al. 2008a, DAELE et al. 2009), descoordenação das rotações pélvicas e torácicas (LAMOTH et al. 2002), atraso na ativação planejada do transversos do abdome e prejuízo no fenômeno de relaxamento durante a anteflexão do tronco (HODGES 1999, MARSHALL; MURPHY 2006).

Associadamente às alterações mecânicas e energéticas, o nível de incapacidade também tem sido reconhecido como impactante nos lombálgicos crônicos. Entende-se incapacidade como um termo genérico e “guarda-chuva” que engloba três aspectos da saúde: função e estrutura do “corpo”; funcionalidade, que compreende as atividades e participação que o “corpo” realiza; contexto, que é a circunstância na qual o “corpo” exerce sua funcionalidade nos âmbitos social, ambiental e das crenças que movem o indivíduo (DI NUBILA; BUCHALLA 2008). Apesar dos relatos de que lombálgicos crônicos apresentem baixos níveis de atividade física, incapacidade, pobre desempenho em atividades de vida diária e aspectos psicossociais negativos, as correlações entre esses aspectos e o nível de dor tem sido contraditórias na literatura e a hipótese que o desempenho pode ser determinado por aspectos biopsicossociais nesta população ainda aguarda confirmação. Alguns autores, com base em seus estudos, confirmaram que essas variáveis são correlacionáveis (LIN et al. 2011, HARSDORP; VLAEYEN 2011) e outros ou não encontraram correlação ou obtiveram apenas uma fraca e limitada correlação (RENEMAN et al. 2007, PREUPER et al. 2008).

A caminhada é citada como atividade de vida diária frequentemente comprometida pela dor lombar (SELLES et al. 2001, WALSH et al. 2004). Contudo, ainda é limitado o conhecimento sobre como os aspectos mecânicos e energéticos da locomoção, especialmente

na caminhada, são afetados pela dor lombar e como os prejuízos resultantes da sua instalação são manifestados nos mecanismos minimizadores de energia durante a caminhada.

O comprometimento do ciclo normal da marcha e a perda das características de conservação de energia entre tronco e movimento dos membros resultam em maior dispêndio energético. Indivíduos com doenças que comprometam a habilidade de caminhar tendem a desenvolver padrões de marcha compensatórios para minimizar o gasto adicional de energia (WATERS; MULROY 1999).

Fenômenos complexos, a exemplo da caminhada, em que inúmeras variáveis contribuem para que os mesmos ocorram, algumas inclusive difíceis de serem quantificadas, podem nem sempre ser passíveis de estudo em condições reais. Contudo, em algumas áreas tal como a biomecânica, esses fenômenos são simplificados na forma de modelos, os quais podem ser matemáticos, físicos ou conceituais; e tais modelos permitem entender o fenômeno de maneira mais abrangente (ALEXANDER 2003, KUO 2007).

O principal modelo que explica a conservação de energia durante a caminhada é o pêndulo invertido. Por esse modelo, cada passo pode ser descrito como um paradigma simples que ajuda a entender os mecanismos de progressão ao longo de todo ciclo da marcha. Assim, preconiza-se que o centro de massa do corpo, durante a caminhada, percorra uma trajetória semicircular que se repete passo a passo, no qual as forças mecânicas vinculadas ao centro de massa sofrem um processo de reconversão (processo denominado de *recovery*), pelas trocas entre energia cinética e potencial, que diminui a necessidade de trabalho muscular para locomoção e, conseqüentemente, o gasto energético. Contudo, esse mecanismo minimizador de energia é influenciado pela velocidade da caminhada e por parâmetros espaço temporais da marcha (SAIBENE; MINETTI 2003), os quais parecem ser modificados pela presença de dor lombar (LAMOTH et al. 2006a).

Caso, de fato, a capacidade dos lombálgicos crônicos de aproveitar e reconverter as energias mecânicas proveniente do *recovery* para minimizar o gasto metabólico durante a caminhada esteja prejudicada, pode-se acreditar que isso repercuta em uma medida importante, mas pouco estudada nos lombálgicos, da energética da locomoção que é o custo de transporte, que representa a quantidade de energia metabólica necessária para transportar 1 kg de massa corporal por um trajeto de 1 m (DLOUHÁ 1997, SAIBENE; MINETTI 2003).

Considerando que alguns questionamentos tais como magnitude, diferenças em relação aos sujeitos livres de dor e as associações entre variáveis de diferentes dimensões (física, neurofisiológica, psicossocial), sobre os parâmetros mecânicos e energéticos da

caminhada ainda não estejam totalmente esclarecidos pelo nível de conhecimento atual, entende-se como relevante o desenvolvimento de pesquisas que visam contribuir para o avanço do cenário atual.

1.1 Objetivos

O objetivo geral deste estudo foi correlacionar variáveis cinemáticas da caminhada (intensidade do deslocamento e velocidade horizontal) com variáveis neurofisiológicas e psicossociais da dor lombar (intensidade da dor e nível de incapacidade, respectivamente), além de verificar o efeito da dor lombar crônica sobre parâmetros cinemáticos e metabólicos da caminhada.

Os objetivos específicos serviram de base para o desenvolvimento dos três artigos e são apresentados mantendo-se a relação com os artigos nos quais eles foram abordados.

1.1.1 Objetivo do artigo A

Correlacionar a velocidade horizontal decorrente da variação na intensidade da caminhada em esteira rolante com a percepção dolorosa, sendo tal relacionamento controlado pelo nível de incapacidade e pela condição de ter ou não dor lombar (efeito de grupo).

1.1.2 Objetivo do artigo B

Comparar os parâmetros espaço temporais da caminhada, em três intensidades de deslocamento, entre voluntários com e sem dor lombar crônica inespecífica, tendo o nível de incapacidade auto-relatada como covariável.

1.1.3 Objetivo do artigo C

Verificar o efeito da dor lombar crônica e da intensidade do deslocamento sobre o número de Froude, sobre a potência metabólica e sobre o custo de transporte.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Dor lombar: contextualização

Nos países industrializados a dor lombar é um dos maiores problemas de ordem musculoesquelética que estimula a procura por consultas médicas. Reconhece-se que este sintoma gera grandes custos financeiros e sociais (REULER 1985, VOGT et al. 2001, ZENKER et al. 2006).

Os prejuízos sociais são, de fato, alarmantes e preocupantes. Em 1988, pesquisas apontavam que nos Estados Unidos da América (EUA) houve, anualmente, 101,8 milhões de dias de trabalhos perdidos somente por conta das lombalgias e que o custo médio do tratamento por pessoa girou em torno de US\$ 1.230 entre os homens e US\$ 773 entre as mulheres, e a perda anual de produtividade atingiu os 28 bilhões de dólares. No Reino Unido, em 1998, o prejuízo com dias de trabalho perdidos foi de 1,6 bilhões de libras, e o gasto geral consequente às dores lombares, que incluiu os dias de trabalho perdidos e os custos diretos com o tratamento, variou entre 6,6 e 12,3 bilhões de libras (KRISMER; VAN TULDER 2007).

As dificuldades quanto ao manejo da dor lombar começam já na identificação etiológica e na classificação dos pacientes e se estendem, conseqüentemente, às abordagens terapêuticas. Em virtude da complexidade funcional e estrutural da coluna lombar, na maioria dos casos não é possível que a causa física para a dor lombar seja reconhecida (causa inespecífica). Além disso, fatores sociais e psicológicos também desempenham papéis importantes tanto na etiologia, quanto na persistência das limitações funcionais nessa síndrome, que, por definição, então, tem etiologia biopsicossocial (HUNTOON; HUNTOON 2004, KRISMER; VAN TULDER 2007, BUNZLI; GILHAM; ESTERMAN 2010).

Levando-se em conta a relação mal delimitada entre os agentes etiológicos, O'Sullivan (2005) propôs a distribuição dos lombálgicos em três possíveis subgrupos: a) indivíduos com distúrbios nas quais altos níveis de dor e de incapacidade, bem como prejuízos do movimento e do controle motor são secundários e consequência da adaptação à uma doença de base; b) indivíduos com distúrbios dolorosos de origem central (estruturas supramedulares) secundárias ao predomínio de disfunções psicológicas e/ou sociais (fatores não orgânicos); c) sujeitos com má adaptação ao movimento ou controle motor associado às estratégias de

enfrentamento deficientes que resultam em sobrecarga tecidual anormal (associada tanto com excessiva ou reduzida estabilidade espinal), dor, incapacidade e ansiedade.

A dor lombar inespecífica é reconhecida quando há queixa de dor entre o último arco costal e a fenda glútea sem irradiação para um ou ambos os membros inferiores. O desafio para o profissional que avalia indivíduos com tais queixas é o de reconhecer, no universo de lombalgias inespecíficas, aquelas que possam ter uma causa específica para sua dor. As diretrizes que orientam as condutas para o manejo da dor lombar reconhecem alguns sinais e sintomas, tradicionalmente denominados de bandeiras vermelhas, que sugerem causa específica para dor lombar (tais como etiologias neoplásicas, infecciosas, inflamatórias, por herniação discal ou estenose espinal, dores referidas, doenças osteometabólicas, psicogênicas, dentre outras) (CHOU et al. 2007, KRISMER; VAN TULDER 2007).

A partir dos resultados de revisões sistemáticas quanto à eficiência e eficácia dos recursos fisioterapêuticos no cuidado aos pacientes com dor lombar, que incluiu estudos provenientes de vários países, formularam-se algumas diretrizes fisioterapêuticas para os cuidados na dor lombar, tanto no diagnóstico funcional quanto na terapêutica, que contêm recomendações básicas. Tais recomendações são universais e podem ser úteis aos fisioterapeutas de todo o mundo. Levando-se em conta que um prognóstico ruim para dor lombar está mais associado com a duração das incapacidades do que com a da própria dor, algumas das orientações preconizadas pelas diretrizes são que: mais importante do que achar uma causa física para esta síndrome é identificar as deficiências e incapacidades causadas pela dor lombar; que o tratamento deve ser focado nesses achados funcionais; e que o tratamento deve ser o mais ativo possível, evitando-se, assim, uma postura mais passiva frente à doença (BEKKERING et al. 2003).

De fato e reforçando o impacto das perdas funcionais entre aqueles com dor lombar crônica, a partir do que é relatado em diversos estudos (VOGT et al. 2001, ABBOTT et al. 2006, LAMOTH et al. 2006b, BRUMAGNE et al. 2008b, NEWELL; VAN DER LAAN 2010), pode-se criar uma lista com descrição de deficiências (conceitualmente entendida como perda ou anormalidade de estrutura ou função psicológica, fisiológica ou anatômica no nível orgânico; ex. déficit de força muscular e/ou proprioceptivo), incapacidades (conceitualmente entendida como restrições da capacidade de realizar uma ação física, uma atividade ou uma tarefa de maneira eficiente como normalmente esperado; ex. dificuldades para caminhar, baixa tolerância à posição sentada) e desvantagens/restrições sociais (conceitualmente entendidas como qualquer restrição ou impossibilidade de realizar funções e

tarefas socialmente definidas como se poderia esperar de um indivíduo em um ambiente sociocultural e físico; ex. sustentar a familiar, estudar, convívio com amigos) (SAMPAIO et al. 2005). Assim, comprometimento da capacidade de locomoção, cinemática anormal da coluna lombar e deficiência tanto no padrão de movimento quanto na regulação motora são características frequentemente atribuídas a essa população.

As diretrizes para pacientes que sofrem de dor lombar crônica (DLC) recomendam um estilo de vida fisicamente ativo. Entretanto, Heneweer, Vanheer e Picavet (2009) analisaram a associação entre nível de atividade física e DLC e observaram uma associação em forma de “U”, com aumento moderado do risco para DLC entre os participantes que apresentavam um estilo de vida sedentário e aqueles que estavam envolvidos com cargas físicas extenuantes. Deste modo, atividades físicas de intensidades moderadas parecem ser aquelas capazes de exercer um efeito protetor, não somente para aqueles com DLC, mas para a população em geral (HASKELL et al. 2007).

A caminhada é uma atividade essencial para o ser humano, é facilmente realizada, tem baixo risco de lesão e está associada a muitos benefícios à saúde; o que poderia ser, então, promissor para os lombálgicos crônicos. Hendrick et al. (2010), em revisão sistemática, mostraram que, dos quatro estudos que utilizaram a caminhada como meio de intervenção para pacientes com DLC e que atenderam aos critérios de inclusão, três estudos, classificados como de baixa evidência, sugeriam um efeito benéfico dessa modalidade de atividade física sobre a DLC. Porém, o único estudo classificado como de alta evidência não observou nenhum efeito. Os autores concluíram, então, que há somente uma baixa a moderada evidência para efetividade da caminhada como intervenção.

Muito embora se reconheça que a dor lombar crônica tenha um impacto socioeconômico relevante e que um diagnóstico preciso nem sempre seja possível em decorrência da associação entre os muitos fatores etiológicos, sugere-se que ela gere incapacidades, especialmente em relação à caminhada. Em complemento, um estilo de vida fisicamente ativo, com intensidades moderadas de exercícios, tem sido preconizado; com alguma possibilidade da caminhada ser um dos instrumentos para proporcionar esse estilo de vida ativo. Contudo, há muito ainda o que se entender sobre os efeitos da dor lombar crônica sobre a capacidade do indivíduo de praticar uma marcha econômica, já que os prejuízos funcionais já relatados podem comprometer características mecânicas e energéticas dessa modalidade de marcha e torná-la mais dispendiosa.

2.2 Caminhada: características mecânicas e energéticas em condições normais e na lombalgia

A caminhada é uma forma de locomoção que se destaca por influenciar vários aspectos nas esferas física, social e evolutiva da existência humana. Por meio desta modalidade de marcha os homens conseguiram prover sustento pela busca de alimentos distantes de suas instalações, conquistaram territórios, se deslocam de um canto a outro permitindo a realização de diversas tarefas e, ainda, em condições bem controladas, aprimoram sua saúde (HARCOURT-SMITH; AIELLO 2004, OGILVIE et al. 2007, WILLIAMS et al. 2008).

Muito embora vários primatas utilizem a locomoção bipodal, apenas a espécie humana adotou esse tipo de marcha como forma exclusiva de locomoção. A partir de uma visão antropológica e evolutiva, pode-se pensar que, se hoje o homem pode caminhar tranquilamente, e se utiliza dessa capacidade para realizar suas atividades diárias, no passado, talvez, isso não fosse tão simples para nossos ancestrais, para os quais, provavelmente, a locomoção bípede era utilizada em condições de fuga e produzia maior exaustão e fadiga. Durante toda a história da evolução, mudanças anatômicas foram se processando lentamente ao longo dos milhares de anos para permitir a fixação dessa modalidade de marcha, provocando adaptações no aparelho locomotor humano que fornece perspectivas sobre distúrbios músculos-esqueléticos encontradas no meio clínico atual (LOVEJOY 2005).

A caminhada humana normal pode ser definida como a modalidade de marcha que os humanos utilizam para se deslocarem em baixas velocidades. O ciclo da marcha pode ser entendido como o período de tempo entre dois eventos idênticos no processo de caminhada e este ciclo completo é dividido em duas fases: a de apoio, que pode ser unipodal ou bipodal, e a de balanço (RACIC; PAVIC; BROWNJOHN 2009).

A caminhada humana, em terreno plano e sob uma ótica de um modelo biomecânico, se assemelha a um “ovo rolando” ou a um pêndulo invertido e essas analogias descrevem o comportamento das mudanças das energias ligadas ao centro de massa do corpo. Modelos mecânicos que representam o comportamento do centro de massa do corpo (ou seja, trabalho externo feito para elevar/declinar e acelerar/frenar o centro de massa em relação ao meio ambiente), durante a caminhada e corrida têm sido utilizados para explicar como cada tipo de marcha emprega e conserva energia mecânica. No modelo de pêndulo invertido, aplicado à caminhada e que também pode ser entendido como um modelo de segmento rígido, as

energias cinética e potencial mudam em oposição de fase (enquanto uma atinge valor mínimo a outra atinge valor máximo) durante o contato com o solo na fase de apoio unipodal, o que permite trocas entre as duas energias. Este modelo preconiza que o centro de massa descreve uma trajetória curvilínea durante o passo (similar à de um pêndulo ao contrário) e que o membro inferior que suporta o peso comporta-se como um segmento rígido. Além disso, esse mecanismo de flutuação de energia reduz o trabalho mecânico imposto ao sistema muscular e essa redução é proporcional à capacidade do organismo em reverter uma energia em outra, característica mecânica denominada de *recovery* (LEE; FARLEY 1998, SAIBENE; MINETTI 2003, NEPTUNE; ZAJAC; KAUTZ 2004, GOTTSCHALL; KRAM 2006).

Desta forma, ao final da fase de balanço, o centro de massa encontra-se posteriorizado em relação à perna estendida anteriormente e começa a se elevar, devido à energia cinética, no início da fase de apoio após o toque do calcâneo no chão. Ao longo da primeira metade do passo, a energia cinética vai diminuindo à medida que o centro de massa ganha altura e aumenta sua energia potencial, alcançando seu ponto máximo no meio da fase de apoio unipodal. Na segunda metade do passo ocorre o inverso, o centro de massa perde altura e a energia potencial é reconvertida em energia cinética (WATERS; MULROY 1999).

Em condições normais, o consumo de energia da caminhada (potência metabólica = consumo de oxigênio por quilograma de massa corporal por um dado tempo) está relacionado com a intensidade do esforço e pode ser afetado por mudanças na velocidade, o que faz desta última uma medida crucial e determinante do gasto energético em testes de caminhada. A influência da velocidade é tão relevante para o consumo de energia, que o custo de oxigênio por metro caminhado (conceito denominado de custo de transporte) é obtido pela razão entre potência metabólica e velocidade da caminhada e é um indicativo da qualidade da caminhada (WATERS; MULROY 1999, DAL et al. 2010).

Durante a locomoção, os parâmetros da marcha são ajustados, involuntariamente, de forma que a força, o trabalho, a potência e/ou o dispêndio energético sejam minimizados. Na caminhada, a média da potência mecânica é mínima quando o sujeito caminha em uma frequência de passada próxima daquela que é escolhida livremente. Correspondentemente, o consumo de oxigênio também é minimizado nesta mesma frequência (CAVAGNA et al. 1997).

Consequentemente, pode-se pensar que exista um paralelismo entre a energética e a mecânica da locomoção humana. Porém, em virtude de sua complexidade, vários fatores devem ser levados em consideração. Taylor e Heglund (1982) demonstraram que mudanças

na potência metabólica, observadas em função da variação da velocidade e massa corporal, não resultam em mudanças paralelas no trabalho mecânico realizado pelos músculos. Esses autores também sugerem que o custo metabólico para geração de força muscular, independente se o trabalho mecânico (produto da força pelo deslocamento) é produzido (ex. contrações concêntricas) ou não (ex. contrações isométricas), é o que determina a taxa na qual se consome energia. Shi e Stuhmiller (2003) concluíram que há uma relação entre custo metabólico e a magnitude e frequência da aplicação de força, ligadas ao tempo de contato efetivo do pé com o chão (conceito chamado de *duty factor*), para muitas atividades.

Mudanças na frequência de passada, para longe daquela que é natural, podem induzir a modificações importantes nos mecanismos minimizadores de energia na caminhada. A uma dada velocidade, o percentual de *recovery* tende a aumentar quando o comprimento do passo é maior daquele que se observa na caminhada natural e, inversamente, tende a diminuir quando o comprimento do passo é menor que o natural (CAVAGNA; FRANZETTI 1986).

A coordenação do tronco durante a caminhada humana também tem sido foco de estudo. O aumento da velocidade de caminhada, em sujeitos normais, modifica a relação de fase entre as rotações do tronco e da pelve no plano horizontal de forma que, nas velocidades mais baixas, esses dois segmentos tendem a ter um comportamento mais sincrônico (em fase) que vai se tornando mais assincrônico (fora de fase) à medida que a velocidade vai aumentando. Assim, na caminhada rápida, os movimentos oscilatórios do tronco em relação à pelve se tornam mais evidentes. Apesar dos mecanismos que regem essa coordenação ainda não estarem compreendidos nem mesmo em sujeitos normais, em algumas condições de doença, como na dor lombar, observa-se um prejuízo desse movimento coordenativo de forma que, até durante velocidades mais altas de caminhada os dois segmentos, tronco e pelve, tendem a se movimentar sincronicamente, forçando a um estilo de caminhada mais em bloco (LAMOTH et al. 2002, HUANG et al. 2010).

Enquanto sujeitos normais selecionam o comprimento e a frequência de passo de forma a tornar a caminhada mais econômica do ponto de vista energético, aqueles com doenças que envolvem o aparelho locomotor mudam esta estratégia. Grandes comprimentos de passo induzem a modificações no sistema de coordenação entre tronco e pelve tornando maiores as rotações entre esses segmentos durante a caminhada. Nas marchas patológicas, os sujeitos tendem a evitar grandes oscilações da coluna e podem fazer isso de várias formas, e, no caso de sujeitos com dor lombar, eles tendem a caminhar mais lentamente, diminuir o comprimento e aumentar a frequência do passo (HUANG et al. 2010).

Lamoth et al. (2008) observaram que indivíduos com dor lombar que caminharam em uma mesma velocidade relativa (110% da preferida) de sujeitos sem dor lombar apresentaram comprimento de passo, velocidade de caminhada e variabilidade do comprimento de passada significativamente menores, mas isso não ocorreu quando se avaliou a frequência de passada. Elbaz et al. (2009) encontraram que vítimas da lombalgia crônica inespecífica apresentam assimetria no apoio unipodal e nas fases de balanço, além de menor velocidade de caminhada. Estes autores sugerem que a diminuição da velocidade de caminhada nestes pacientes pode ser entendida como um mecanismo protetor atribuído à tentativa de diminuir as forças de reação de solo para minimizar a sobrecarga na coluna e evitar a dor.

A dor, ao menos no que se refere à caminhada, parece desempenhar um papel mais importante nos episódios agudos. Moe-Nilssen, Ljunggren e Torebjork (1999) verificaram se a mensuração da aceleração da coluna lombar, quantificada por um acelerômetro, poderia indicar mudanças no comportamento motor durante a caminhada em consequência de dor lombar transitória induzida experimentalmente pela injeção de solução salina hipertônica no músculo longuíssimo do dorso. Eles encontraram interação dinâmica entre dor e adaptação no desempenho motor ao observar redução da aceleração lombar durante o período de manutenção da dor induzida e acreditam que essa mudança foi processada no nível inconsciente.

Taylor, Evans e Goldie (2003) compararam um grupo de voluntários com dor lombar aguda sete dias após o início do quadro e seis semanas depois, quando o quadro já tinha se resolvido. Também avaliaram sujeitos sem dor lombar. Em cada avaliação, todos os voluntários caminharam na velocidade auto-selecionada e em uma intensidade 40% mais rápida que a auto-selecionada. Esses autores observaram que nas velocidades mais altas, o grupo lombar, durante o período de agudização, teve adaptações significativas na maneira de caminhar tais como aumentos da inclinação pélvica, da flexão lateral da coluna lombar e do comprimento de passada em relação à avaliação quando o quadro já tinha sido resolvido. Entretanto, não foram encontradas diferenças em relação ao grupo controle. Esses achados sugerem que a dor pode provocar modificações no estilo de caminhar.

Nas condições de dor crônica, o entendimento dos processos adaptativos se torna muito mais complexo. Em concordância, outros estudos também tiram o foco do quadro algico como variável determinante na população de lombálgicos crônicos em detrimento do quadro funcional. Embora ainda não seja consenso, tem crescido o corpo de evidências sugerindo que as alterações supra-espinais (neurodegeneração da porção dorsolateral do

córtex pré frontal; gradativo decréscimo do volume de substância cinzenta neocortical, do córtex pré frontal e do tálamo, dentre outros) presentes naqueles com dor lombar crônica inespecífica podem conter os mecanismos que justificam os achados clínicos. Assim, acredita-se que essa reorganização dentro do cérebro seja capaz de gerar o quadro de dor persistente mesmo quando nenhuma alteração física esteja presente, e isso inclui neurodegeneração cortical e inibição descendente produzindo estado de sensibilidade anormal; memória de dor; e geração de dor central em consequência das incongruências sensório-motoras quando o paciente se movimenta. Portanto, as alterações motoras observadas nesses indivíduos teriam uma origem mais central do que periférica e esse conhecimento cria a necessidade de se repensar tanto a natureza do problema quanto a melhor maneira de abordá-lo, pois, pelo que tudo indica, as alterações físicas deixam de ser causa e passam a ser consequência de uma importante alteração na representação central e nas tentativas individuais para manter a funcionalidade mesmo com um esquema corporal alterado (WAND; O'CONNELL 2008).

Outros estudos também confirmaram as mudanças de volume e densidade tanto do córtex quanto da substância branca entre sujeitos com dor lombar crônica (BUCAKALEW et al. 2008, BUCAKALEW et al. 2010, WOOD 2010). Essas mudanças foram observadas em diversas áreas corticais, inclusive em áreas relacionadas com o processamento da velocidade da marcha, como o corpo caloso, que também parece estar associado com pobre aptidão física e duração da dor (BUCAKALEW et al. 2010). As modificações estruturais e funcionais que ocorrem no cérebro dos lombálgicos sugeridas por esses estudos dão crédito à hipótese de que esses pacientes sejam menos capazes de adequar seus parâmetros espaços temporais da caminhada que indivíduos livres de dor. Consequentemente, como a cinemática da marcha desempenha papel relevante nos mecanismos minimizadores de energia, amplia-se a hipótese preconizando-se que esses pacientes sejam, também, menos econômicos.

Assim, torna-se relevante identificar se as alterações durante a caminhada, observadas nessa população, são decorrentes da incapacidade do organismo em propiciar uma marcha econômica, ou se elas existem, justamente, para preservar a economia da marcha.

2.3 Problema e Justificativa

Já que várias alterações cinemáticas são descritas entre sujeitos com dor lombar, parece pertinente saber se: Há alterações nos parâmetros mecânicos da caminhada na dor

lombar crônica? E estas mudanças implicam em maior consumo da energia metabólica, aumentando, conseqüentemente, o custo de transporte nestes sujeitos?

ARTIGO A

**INFLUÊNCIA DA DOR LOMBAR CRÔNICA E DO NÍVEL DE INCAPACIDADE NA
CORRELAÇÃO ENTRE VELOCIDADE HORIZONTAL E INTENSIDADE
DOLOROSA**

RESUMO:

Introdução: A parcela de contribuição de fatores psicossociais e neurofisiológicos no desempenho de tarefas motoras ainda é pouco entendida e confusa no contexto da dor lombar crônica. **Objetivo:** Correlacionar a velocidade horizontal, decorrente da variação na intensidade da caminhada em esteira rolante, com a percepção dolorosa, sendo tal relacionamento controlado pelo nível de incapacidade e pela condição de ter ou não dor lombar (efeito de grupo). **Métodos:** A amostra foi composta por voluntários com dor lombar crônica inespecífica, (GL/n=6) e indivíduos saudáveis (GC/n=7). O nível de incapacidade foi obtido pelo Índice de Incapacidade de Oswestry durante a triagem. A velocidade horizontal preferida foi determinada em um protocolo de esteira rolante e a bateria de teste foi dividida em três blocos de acordo com a intensidade do esforço: preferida; 0,5 km.h⁻¹ abaixo e acima da preferida. Em cada um dos blocos os voluntários caminharam durante cinco minutos sendo que, a cada minuto, a intensidade da dor, pela escala visual analógica (EVA), foi quantificada. **Resultados:** A velocidade horizontal não se correlacionou com a intensidade dolorosa (r=0,03; p=0,850) e este relacionamento não foi influenciado quando se levou em conta o nível de incapacidade e o efeito de grupo, muito embora as variáveis grupo X nível de incapacidade (r=0,81) e nível de incapacidade X intensidade dolorosa (r=0,40) tenham se correlacionado significativamente entre si (p<0,05). **Conclusão:** A velocidade horizontal desempenhada durante a caminhada não se correlacionou com a intensidade dolorosa e tal correlação não sofreu influência do nível de incapacidade e do efeito de grupo.

Palavras-chave: Dor lombar; locomoção humana; caminhada

ABSTRACT:

Introduction: The portion of contribution of psychosocial and neurophysiological factors in the performance of motor tasks is still poorly understood and confusing in the context of chronic low back pain. **Objective:** To correlate the horizontal velocity, resulting from the variation in the intensity of walking on a treadmill with pain perception, being this relationship controlled by the level of disability and the condition of having no or low back pain (group effect). **Methods:** The sample consisted of subjects with chronic nonspecific low back pain, (GL/n=6) and healthy subjects (GC/n=7). The level of disability was obtained by Oswestry Disability Index during screening. The preferred horizontal velocity was determined in a treadmill protocol and the battery test was divided into three blocks according to the intensity of the effort: preferred; 0.5 km.h⁻¹ below and above of preferred. In each of the blocks volunteers walked for five minutes and, every minute, the intensity of pain, by the visual analogue scale (VAS), was quantified. **Results:** The horizontal velocity was not correlated with pain intensity (r=0.03, p=0.850) and this relationship was not affected when account the level of disability and group effect, although the variables group X level disability (r=0.81) and disability level X pain intensity (r=0.40) were significantly correlated with each other (p<0.05). **Conclusion:** The horizontal velocity performed during walking was not correlated with pain intensity and this correlation was not influenced by level of disability and the group effect.

Key-words: Low back pain; human locomotion; walking

INTRODUÇÃO

Uma das principais características de pacientes com histórico de dor lombar crônica é o prejuízo funcional que acompanha esses indivíduos e compromete o desempenho em diversas atividades, sendo a caminhada umas das mais prejudicadas (WALSH et al. 2004). Tais prejuízos geram ônus não só no nível pessoal, já que há limitação das atividades de vida diária, mas também no nível socioeconômico, pois a dor lombar é uma causa frequente de absenteísmo no trabalho e tem alto custo para os sistemas de saúde (KÄÄRIÄ et al. 2005, ROSSIGNOL; ROZENBERG; LECLERC 2009, COSTA-BLACK et al. 2010, SANCHEZ et al. 2010).

A parcela de contribuição de fatores psicossociais e neurofisiológicos no desempenho de tarefas motoras ainda é pouco entendida e confusa no contexto da dor lombar crônica. Clinicamente, os profissionais de saúde podem reconhecer a natureza da lombalgia crônica por diversos modelos propostos pela literatura (anatomopatológico, neurofisiológico, de sinais e sintomas, biopsicossocial, de controle motor, dentre outros). Isso, muitas vezes, induz os clínicos a adotar condutas terapêuticas unidimensionais que contraria, em essência, a ideia de etiologia multidimensional frequentemente proposta na literatura científica (O'SULLIVAN 2005, WELCH 2012) aumentando a chance de resultados frustrantes. Assim, esforços na tentativa de contribuir para o entendimento da relação entre as diversas dimensões etiológicas na dor lombar crônica se justificam e poderão, em tese, sustentar as bases norteadoras das condutas clínicas. Isso porque os terapeutas teriam o conhecimento se fatores como o medo do movimento, denominado de cinesiofobia (SIQUEIRA; TEIXEIRA-SALMELA; MAGALHÃES 2007); o nível de incapacidade e os quadros de catastrofização, definida como orientação negativamente exagerada em relação às experiências dolorosas existentes ou iminentes (KOVACS et al. 2011); a intensidade dolorosa (RENEMAN et al. 2007); e outros frequentemente descritos na dor lombar crônica, tem impacto proporcional nas desempenho de tarefas motoras ou em variáveis cinemáticas da locomoção para uma abordagem terapêutica mais objetiva.

Prejuízos motores são frequentemente descritos acompanhando os quadros de dor lombar crônica e alguns são interpretados como atitudes protetoras contra dor (SELLES et al. 2001, ELBAZ et al. 2009). Contudo, a mensuração dessas variáveis de desempenho motor, a exemplo da caminhada, pode ser dolorosa e vista como ameaçadora para este grupo de pacientes. Isso torna difícil saber se tais prejuízos motores são influenciados mais pela

experiência dolorosa ou por fatores cognitivos relacionados à dor. Com esta intenção, alguns pesquisadores avaliaram tarefas de desempenho motor manual, entre voluntários com dor lombar crônica (DLC) e sujeitos saudáveis, em três condições: sentados em posição neutra (condição que não deveria provocar dor ou medo do movimento); deitados em prono em uma maca; e deitados em prono sobre uma maca sem o apoio para o tronco (condição que teoricamente exigiria grande atividade dos estabilizadores da coluna e que potencialmente exacerbaria os fatores cognitivos relacionados à dor naqueles com DLC, mas não nos saudáveis). As variáveis principais daquele estudo foram o tempo de reação e o tempo de execução da tarefa motora. Eles concluíram que os voluntários com DLC desempenharam as tarefas mais vagarosamente que os controles e que, embora isso possa ser atribuído à experiência dolorosa, fatores cognitivos relacionados à dor podem ser tão importantes quanto à experiência dolorosa (KUSTERS; VOLLENBROEK-HUTTEN; HERMENS 2011).

Al Obaidi e colaboradores (2003), por meio de regressão linear múltipla, concluíram que o nível de atividade física e a antecipação da dor, sendo este último um fator de caráter psicossocial, foram fortes preditores dos déficits nas velocidades de caminhada entre os lombálgicos em relação ao grupo controle. Outros autores também evidenciaram que nos lombálgicos crônicos, em relação a indivíduos livres de dor, a velocidade de caminhada na intensidade de deslocamento preferida é significativamente mais baixa (SIMMONDS 2006; SIMMONDS et al. 2012).

Na dor lombar crônica, o nível de incapacidade, que também é um fator psicossocial, está relacionado negativamente com o nível de atividade física (LIN et al. 2011) e parece ter papel de destaque. Um estudo longitudinal prospectivo (n=628), que reuniu dados de três ensaios clínicos com um ano de seguimento cada, investigou o valor prognóstico de uma série de variáveis demográficas, laborais, clínicas e psicossociais no desenvolvimento da dor lombar crônica. O valor prognóstico foi determinado por regressão logística. Um dos critérios de elegibilidade era que o voluntário deveria ter queixa de dor lombar inespecífica por não mais que oito semanas (dor lombar subaguda). Dos 628 sujeitos acompanhados, 33% evoluíram para dor lombar crônica nos primeiros seis meses de seguimento. Após a retirada daquelas variáveis que não contribuíram estatisticamente para o modelo, os autores concluíram que as variáveis responsáveis pela cronificação do quadro foram a persistência da intensidade da dor e do nível de incapacidade nos primeiros três meses, e os altos escores de intensidade de dor e de cinesiofobia no início dos sintomas (HEYMANS et al. 2010). Por

isso, levando-se em conta esses achados, destaca-se a importância dessas variáveis no contexto da dor lombar.

Embora já tenha sido proposta a síndrome do descondicionamento na dor lombar e pareça lógico pensar que, em função do medo que o movimento possa produzir dor, os lombálgicos evitem e reduzam seus níveis de atividade física com conseqüente diminuição da aptidão física e favorecimento das incapacidades; na verdade não o é. Vários estudos com a temática de dor lombar apresentam achados conflituosos sobre as relações entre desempenho funcional, nível de atividade física, intensidade da dor, nível de incapacidade e caminhada: correlação fraca, mas significativa, entre dor, incapacidade e qualidade de vida (KOVACS et al. 2004); ausência de evidência que suporte os sintomas físicos de descondicionamento cardiovascular e da musculatura espinal (SMEETS et al. 2006); associação entre flutuações nos níveis de atividade física e incapacidade (HUIJNEN et al. 2009); falta de evidência que a caminhada desempenhe papel positivo na diminuição da dor e na melhora da funcionalidade na DLC (HENDRICK et al. 2010); pobre evidência na associação entre DLC e prejuízo no desempenho de atividades físicas habituais (HENEWEER et al. 2011); correlação entre altos índices de incapacidade e baixos níveis de atividade física (LIN et al. 2011).

Considerando a divergência nas contribuições das diversas pesquisas e a importância para a área da reabilitação na identificação das associações entre os diversos fatores etiológicos na síndrome lombar crônica dolorosa, sendo esta condição essencial para elaboração de tratamentos efetivos, o objetivo deste estudo foi verificar a correlação entre a velocidade horizontal, decorrente da variação na intensidade da caminhada em esteira rolante, com a percepção dolorosa, sendo tal relacionamento controlado pelo nível de incapacidade e pela condição de ter ou não dor lombar (efeito de grupo). Como objetivo específico verificou-se a correlação entre as mudanças da percepção dolorosa em função da duração da caminhada. Hipotetizou-se que a variação da velocidade desempenhada nas diferentes intensidades (preferida, abaixo e acima da preferida) promova variações correlacionáveis na intensidade dolorosa percebida e, ainda, que a força dessas correlações seja maior quando o efeito do grupo e do nível de incapacidade for controlado.

MÉTODOS

Este estudo teve aprovação do Comitê de Ética em Pesquisas em Seres Humanos da Universidade Estadual do Oeste do Paraná (UNIOESTE) sob o parecer 1433/2011 e foi

classificado como observacional do tipo *ex-post-facto*, descritivo-exploratório, transversal. Todos os voluntários deste estudo assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Após o cálculo amostral determinado pela variável velocidade horizontal (WinPepi versão 11.18; poder = 80%; nível de significância 5%; SD grupo controle = 0,16; SD grupo lombalgia = 0,21; diferença a ser detectada = 0,3; n=8 para cada grupo), voluntários com dor lombar crônica inespecífica, de ambos os sexos, com idade entre 25 a 59 anos, provenientes do Centro de Reabilitação Física da UNIOESTE, foram recrutados de forma intencional e não probabilística para compor o grupo lombalgia (GL). O grupo controle (GC) foi composto por sujeitos sem distúrbios sistêmicos ou musculoesqueléticos, crônicos ou agudos, nos membros inferiores e/ou coluna vertebral e foram pareados por idade, massa corporal e estatura em relação ao GL. Os voluntários, de ambos os grupos, não deveriam ser fumantes ou ex-fumantes por um período menor que cinco anos; não praticar exercícios físicos de forma sistematizada e rotineira, duas ou mais vezes por semana por pelo menos 30 minutos; e não apresentar diferenças no comprimento dos membros inferiores e/ou desalinhamentos posturais visivelmente notórios.

Em virtude da reconhecida dificuldade de se identificar a causa primária da dor lombar, os critérios de inclusão para composição do GL seguiram as recomendações de artigos, originais ou de revisão que abordaram quanto ao diagnóstico e tratamento da dor lombar, cujo principal norteador foi a busca por sinais e sintomas presentes na anamnese e exame físico que pudessem sugerir causa específica para a dor lombar (denominados de bandeiras vermelhas) e que, quando encontrados, descaracterizam o quadro de dor lombar crônica inespecífica (LAMOTH et al. 2002, CHOU et al. 2007, KRISMER; VAN TULDER 2007, NEGRINI et al. 2008, KOES et al. 2010). Assim, os voluntários deveriam relatar dor lombar persistente há mais de três meses, sem irradiação para os membros inferiores, cujas características clínicas e físicas fossem compatíveis com as diretrizes de avaliação e tratamento propostas pelo *American College of Physicians* e pelo *American Pain Society* (CHOU et al. 2007), na categoria 1 (lombalgia inespecífica). Os critérios de não inclusão e exclusão deste grupo foram: dor lombar cujo histórico clínico sugerisse etiologia específica (CHOU et al. 2007); lesões osteomusculares em outras articulações e doenças neurológicas; história de cirurgia na coluna, gravidez e doenças cardiovasculares ou pulmonares que contra indicassem ou limitassem a caminhada acima da velocidade auto-selecionada; aumento importante da dor durante os testes, tornando a caminhada atividade intolerante pela percepção do voluntário; índice de massa corporal (IMC) maior que 30,0.

Após esclarecimento dos procedimentos e objetivos da pesquisa, os voluntários foram submetidos à avaliação clínica de triagem para identificação de possíveis fatores de não inclusão, coleta da história e dos dados antropométricos. O IMC foi determinado pela razão entre a massa corporal e a estatura, em metros, elevada ao quadrado (kg.m^{-2}) (HERGENROEDER et al. 2011). Nesta oportunidade o sujeito passou por um período de familiarização na esteira de cinco minutos. Após a familiarização determinou-se a velocidade auto-selecionada preferida (VP).

A determinação da VP na esteira (Embrex 563-R3) se deu da seguinte forma: a) o voluntário foi orientado a sinalizar quando a esteira atingisse a velocidade mais confortável na sua percepção (similar a que usualmente caminha no seu dia a dia e que escolheria para ser mantida durante um longo trajeto); b) a velocidade da esteira foi aumentada progressiva e padronizadamente até a velocidade que o voluntário referisse que estava caminhando rápido, e depois reduzida com o mesmo padrão para que o voluntário pudesse escolher sua VP em cada um dos trechos; c) foram anotadas as velocidades preferidas, sinalizadas pelo voluntário, referente a cada um dos dois trechos de variação da velocidade e calculada a média aritmética (DINGUELL; MARIN 2006).

Para todos os voluntários, imediatamente após a constatação da elegibilidade, o nível de incapacidade auto-relatada foi estabelecido. O nível de incapacidade auto-relatada foi determinado pela Versão Brasileira do Índice de Incapacidade de Oswestry (IIO) adaptado a partir do original – versão 2.0 cuja confiabilidade foi reconhecida (α Cronbach = 0,87; ICC = 0,99) (FAIRBANK; PYSENT 2000, VIGATTO; ALEXANDRE; CORREA FILHO 2007). Trata-se de um questionário composto por 10 perguntas, com seis possibilidades de resposta cada uma, que reflete a repercussão da lombalgia nas atividades diárias e sociais do indivíduo. O voluntário recebeu pontos (em valores absolutos) de zero a cinco de acordo com a resposta dada para cada uma das 10 perguntas de forma que a primeira opção de resposta valeu zero e a última, cinco. Desta forma, cinco foi o escore máximo para cada pergunta, e 50 o escore máximo para o questionário como um todo. Nos casos em que qualquer uma das perguntas não tenha sido respondida, a somatória dos pontos obtida pelo questionário foi dividida pela somatória máxima possível para o questionário sem contar o escore da pergunta excluída. Os escores são apresentados em valores percentuais.

Dos 16 voluntários recrutados excluiu-se um do GC e dois do GL por perda de dados que impediram a utilização dos mesmos. A amostra final foi composta por 13 voluntários (GC/n=7; GL/n=6) e não se encontrou diferenças estatísticas na idade e nas características

antropométricas entre os grupos, sendo estas visualizadas na Tabela 1A. Em virtude da perda amostral o poder dos testes estatísticos caiu para 70%. A mediana do tempo de cronificação da dor no GL foi de 10 anos, com o menor valor de um ano e o maior valor de 30 anos. Em média, no GL, a intensidade da dor dos últimos dois meses que antecederam a coleta foi de $6,6 \pm 1,0$.

As coletas aconteceram no Laboratório de Pesquisa do Movimento Humano (LAPEMH) do curso de Fisioterapia da UNIOESTE-campus Cascavel/PR.

TABELA 1A: Estatística descritiva e de comparação intergrupos entre as variáveis de caracterização da amostra.

Variável Comparação intergrupo	Grupo	Estatística Descritiva	
		MD	DP(±)
IDADE (anos) T(11)= -1,266; p=0,232	CONTROLE	37,8	7,2
	LOMBALGIA	43,5	8,8
ESTATURA (cm) T(11)= 1,521; p=0,157	CONTROLE	176,5	8,0
	LOMBALGIA	170,1	6,9
MASSA CORPORAL (kg) T(11)= 0,199; p=0,846	CONTROLE	76,2	10,6
	LOMBALGIA	77,6	14,5
IMC (kg.m⁻²) T(11) = -1,096; p=0,297	CONTROLE	24,4	3,0
	LOMBALGIA	26,7	4,4

Nível de significância = 0,05.

Inicialmente os sujeitos permaneceram sentados por cerca de cinco minutos, para garantir que os parâmetros hemodinâmicos estivessem nos níveis de repouso. Parâmetros como frequência cardíaca (FC) e pressão arterial (PA) foram mensurados apenas para garantir que os voluntários tinham condições clínicas para caminhar, sendo que, aqueles que apresentaram, no repouso, PA igual ou maior que 150/100 mmHg e/ou FC igual ou maior que 110 bpm, foram excluídos. Ainda, os voluntários foram avisados que caso, durante os testes, na percepção deles, houvesse aumento importante da dor, os mesmos deveriam interromper os testes a qualquer momento sem que isso gerasse qualquer tipo de constrangimento.

Previamente ao início as avaliações, os sujeitos receberam instruções de como usar a escala visual analógica (EVA) de dor para quantificar a intensidade da dor durante a caminhada. Esta foi representada graficamente como uma linha de 10 cm de forma que o zero foi o marco da esquerda e o 10 o marco da direita (MALLIOU et al. 2006). Para facilitar o entendimento, o pesquisador pediu ao voluntário que trouxesse em sua memória o episódio no qual vivenciou a pior dor e este episódio foi considerado como referência para dor nível 10

(pior dor possível). Assim, sempre que foi solicitado ao voluntário graduar a sua dor ele registrou um ponto na linha, por comparação, correspondente a dor experimentada naquele momento utilizando a EVA, onde o 0 (zero) representava ausência de dor e 10 (dez), a máxima dor vivenciada. O ponto marcado então foi medido por uma régua de 10 cm e número obtido por essa aferição tornou-se o valor atribuído à intensidade da dor do voluntário.

A bateria de teste foi dividida em três blocos de acordo com a intensidade do esforço. No primeiro bloco cada sujeito caminhou, em esteira, na velocidade preferida (VP) determinada previamente. A ordem dos dois blocos seguintes foi sorteada, de forma que, em um deles, os voluntários caminharam em intensidade mais leve em relação à VP (AB / intensidade $0,5 \text{ km.h}^{-1}$ abaixo da VP) e, no outro, em intensidade mais alta em relação à VP (AC / intensidade $0,5 \text{ km.h}^{-1}$ acima da VP). Em cada bloco, os sujeitos caminharam descalços durante cinco minutos. Finalizado cada bloco o avaliado permaneceu sentado e no final de cada período de descanso foram aferidas a FC e a PA.

Durante o tempo em que o voluntário caminhou na esteira, nos três blocos, a cada minuto, lhe foi solicitado para graduar a dor vivenciada naquele exato momento através da EVA totalizando seis coletas: momento zero imediatamente antes do início da caminhada até o momento cinco ao final do último minuto de caminhada. A intensidade dolorosa válida de cada bloco para o tratamento estatístico foi a média aritmética de todas as medidas daquele bloco.

Para o tratamento estatístico utilizou-se o *software* SPSS 15. As correlações foram determinadas pelo teste de correlação parcial, sendo os relacionamentos controlados pelo nível de incapacidade e pela condição de ter ou não dor lombar (efeito de grupo). Os relacionamentos que envolveram a variável grupo, considerada como dicotômica contínua, foram determinados pela correlação bisserial (FIELD 2009). A força da correlação foi interpretada pelo seguinte escore (GAYA 2008): associação muito baixa (valor de $r < 0,2$), associação baixa (valor de r entre 0,2 e 0,39), associação moderada (valor de r entre 0,4 e 0,69), associação alta (valor de r entre 0,7 e 0,89), associação muito alta (valor de r entre 0,9 e 1). Para todos os testes estatísticos adotou-se $\alpha=0,05$.

RESULTADOS

A estatística descritiva para as variáveis, intensidade dolorosa, velocidade horizontal e nível de incapacidade está apresenta na Figura 1A. Observa-se que apenas os voluntários do

GL relataram desconforto doloroso durante a tarefa. Também, embora sem significância estatística, as velocidades horizontais no GL foram discretamente mais baixas do que no GC.

As correlações bivariadas e parciais, bem como a correlação bisserial no caso das correlações que envolveram a variável grupo, podem ser visualizadas na Tabela 2A. Correlações significativas foram observadas apenas entre grupo X incapacidade e entre incapacidade X dor. Como preconizado pelos métodos estatísticos, a correlação bisserial foi maior que a correlação bivariada (FIELD 2009).

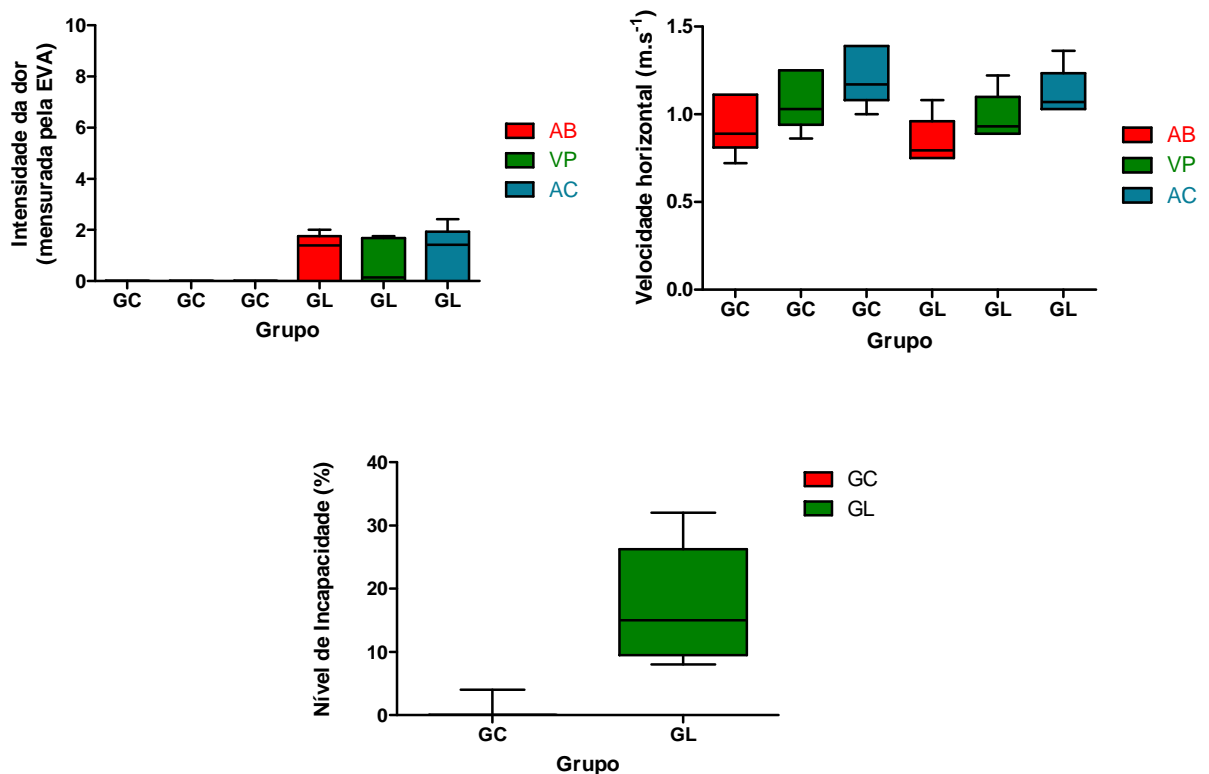


FIGURA 1A. Estatística descritiva para as variáveis intensidade dolorosa e velocidade horizontal, separadas por grupo e intensidade de deslocamento, e para o nível de incapacidade, sendo esta última separada apenas por grupo. Intensidade de deslocamento abaixo da preferida (AB), intensidade de deslocamento preferida (VP), intensidade acima da preferida (AC), escala visual analógica (EVA), grupo controle (GC), grupo lombar (GL).

A correlação entre as mudanças da percepção dolorosa em função da duração da caminhada para cada grupo não foi significativa (GC / $r = 0,01$; $p = 0,898$ e GL/ $r = 0,15$; $p = 0,118$), mesmo que a intensidade dolorosa no GL tenha se apresentado discretamente crescente ao longo do tempo. O comportamento da percepção dolorosa em função da duração da caminhada para cada grupo pode ser visualizado na Figura 2A.

TABELA 2A: Correlação entre intensidade de deslocamento na caminhada, velocidade horizontal e intensidade dolorosa controlada pelo nível de incapacidade e dor lombar (efeito de grupo). Correlação bisserial quando as correlações envolveram a variável grupo, considerada como dicotômica contínua.

PARES DE CORRELAÇÃO BIVARIADA	CORRELAÇÃO BIVARIADA	SIGNIFICÂNCIA	CORRELAÇÃO BISSERIAL	FORÇA
Grupo X Incapacidade	$r = 0,81$	$p < 0,001^*$	$r = 1,00$	Alta
Grupo X Velocidade	$r = - 0,26$	$p = 0,114$	$r = - 0,32$	-
Incapacidade X Dor	$r = 0,40$	$p = 0,012^*$	-	Moderada
Incapacidade X Velocidade	$r = - 0,25$	$p = 0,139$	-	-
Dor X Velocidade	$r = 0,03$	$p = 0,850$	-	-
Dor X Intensidade de Deslocamento	$r = 0,02$	$p = 0,895$	-	-

PARES DE CORRELAÇÃO PARCIAL	CORRELAÇÃO PARCIAL	SIGNIFICÂNCIA	FORÇA
Dor X Velocidade	$r = 0,25$	$p = 0,135$	-
Dor X Intensidade de Deslocamento	$r = 0,02$	$p = 0,864$	-

Nível de significância = 0,05.

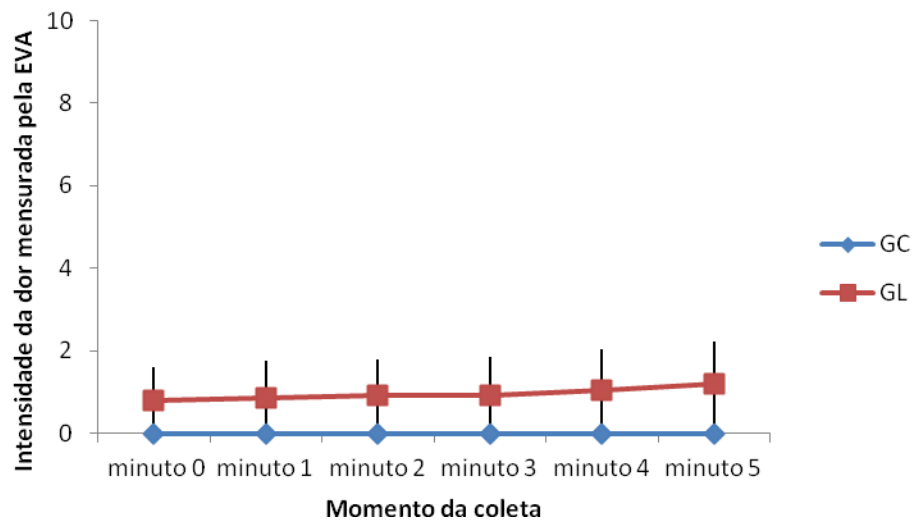


FIGURA 2A: Comportamento da percepção dolorosa em função da duração da caminhada (momento da coleta a cada minuto) para cada grupo.

Observa-se, pela Figura 2A, que os níveis algícos durante as coletas foram percebidos pelos voluntários com intensidades inferiores em relação à intensidade média de 6,6 relatada nos últimos dois meses que antecederam às coletas.

DISCUSSÃO

Apesar de não ter sido observada correlação significativa, nota-se que a intensidade dolorosa no GL aumentou discretamente à medida que o voluntário permaneceu caminhando. Ainda assim, as intensidades dolorosas percebidas, pelos voluntários do GL, durante as tarefas de caminhar em esteira foram baixas em relação às aquelas percebidas no período que antecedeu o estudo. Cabe ressaltar aqui que o uso de fármacos os quais, de alguma forma, pudesse produzir alívio ou eliminação da dor não pôde ser controlado nesse estudo, inclusive por questões éticas. Reconhece-se esse fato como uma das principais limitações do estudo.

De fato, dois voluntários do GL relataram, informalmente, ter feito uso de medicação analgésica/antiinflamatória poucos dias antes do período de coleta e ambos não manifestaram dor durante as tarefas de caminhada nas diferentes intensidades de esforço, ainda que os escores de incapacidade tivessem sido de 8% para um e 32% para outro, sendo este último o maior escore de incapacidade do GL. Decidiu-se pela não exclusão de voluntários que tivessem relatado uso de fármacos por se tratar de uma conduta frequente entre esses pacientes e essa decisão foi reforçada pelo achado de um estudo, que estimou o tamanho do efeito de várias abordagens terapêuticas na dor lombar inespecífica comparada a condição sem tratamento, no qual o uso de antiinflamatórios não hormonais apresentou apenas um tamanho de efeito moderado na condição de dor lombar crônica (KELLER et al. 2007).

Outra contribuição importante que pode ajudar a explicar porque os voluntários do GL manifestaram níveis algícos mais baixos durante as tarefas experimentais é o efeito da demanda de atenção nos aspectos da dor. Teorias comportamentais e de neurobiologia sugerem que a demanda de atenção favorece o processo de informação relacionada à dor, porém, frente a múltiplos estímulos, o propósito de alcançar um objetivo frequentemente dificulta atingir outro objetivo conjuntamente. Assim, tarefas cognitivas que gerem distração estão associadas com menores níveis dolorosos e redução na atividade cerebral relativa à dor (SCHROOTEN et al. 2012). Tian e Smith (2011) observaram que exercício de moderada intensidade foi capaz de atenuar a demanda de atenção de forma significativa em relação ao repouso e ao exercício de alta intensidade.

Aplicando-se os achados daqueles dois últimos estudos ao contexto do presente estudo, pode-se sugerir que a caminhada, considerada como atividade de moderada intensidade, já que visava reproduzir a intensidade desempenhada em condições rotineiras da vida dos voluntários, juntamente com outros fatores que necessitavam de atenção, e que, por

isso, poderiam competir com a informação dolorosa, tais como a necessidade de permanecer caminhando em esteira rolante, o uso da máscara para a coleta dos gases e a tarefa de graduar a dor enquanto caminhava, podem ter contribuído para a diminuição da percepção dolorosa e justificar a diferença entre a média da intensidade dolorosa correspondente aos dois meses que antecederam o estudo e as intensidades dolorosas registradas durante a coleta.

Observou-se também uma alta correlação entre o efeito de grupo e o nível de incapacidade tendo o grupo lombar maiores níveis de incapacidade. Tal observação está alinhada com os achados de outros estudos (KOVACS et al. 2004, KOVACS et al. 2005). Kovacs e colaboradores (2011) observaram que embora exista correlação moderada da dor lombar com a incapacidade e com a catastrofização, a correlação entre incapacidade e catastrofização foi forte e esta última explicou 28% da incapacidade enquanto que a severidade da dor lombar explicou apenas 3%. Isso reforça a sugestão de que aspectos psicossociais contribuem de forma relevante para o quadro clínico e que, possivelmente, haja um elo entre esses fatores psicossociais e as mudanças fisiológicas que levam a recorrência do quadro algico.

Correlação moderada entre intensidade da dor e nível de incapacidade também foi encontrada, muito embora, possivelmente, essa relação seja influenciada tanto pelo estágio da síndrome (agudo ou crônico) e pela característica do episódio doloroso.

Um estudo de revisão sistemática, que usou apenas pesquisas de delineamento longitudinal, avaliou o curso clínico da dor e da incapacidade entre pacientes com dor lombar inespecífica aguda (menos que 12 semanas) e persistente (mais que 12 semanas, porém menos que 12 meses). Os autores concluíram que a evolução da dor e da incapacidade foi similar e sem diferenças significativas entre aqueles com dor lombar aguda, porém naqueles com dor persistente o curso clínico da dor foi mais favorável do que o da incapacidade (COSTA et al. 2012), embora seja provável, para esse grupo de pacientes, níveis moderados de dor e incapacidade no período de um ano.

McGorry et al. (2000) acompanharam 94 pacientes com dor lombar crônica e recorrente durante seis meses. Diariamente os voluntários registravam a intensidade da dor, o nível de incapacidade laboral e social e o uso de medicamento. Um episódio de dor lombar foi caracterizado pelo período em que o quadro foi marcadamente mais severo do que o usual. Cada episódio foi classificado segundo sua duração, que variou de dois até nove dias consecutivos, e depois dicotomizado em períodos curtos (2 a 5 dias) ou longos (6 a 9 dias). Os autores encontraram que enquanto a intensidade da dor pode ter efeito sobre a incapacidade, a

característica do episódio de dor lombar pode afetar a habilidade do indivíduo para função laboral e de vida pessoal.

Sendo o nível de incapacidade correlacionado tanto com o efeito de grupo (lombálgicos com maiores níveis de incapacidade) quanto com a intensidade dolorosa (voluntários com maior nível de incapacidade relataram maior percepção de dor), esperava-se que tais relações pudessem repercutir sobre a velocidade com que os voluntários caminharam na esteira. Porém, ao contrário das expectativas, a velocidade desempenhada não se correlacionou com nenhuma das variáveis medidas neste estudo, tradicionalmente consideradas relevantes nos quadros de dor lombar crônica (KRISMER; VAN TULDER 2007). Talvez a inexistência de correlação seja porque o paciente percebe e dimensiona o impacto da dor lombar crônica de forma diferente e independente das alterações motoras e cinemáticas que a síndrome provoca na dimensão física.

O nível de incapacidade no presente estudo foi mensurado por instrumento do tipo auto-relatado. Wand et al. (2010) argumentaram que incapacidade auto-relatada e mensurações da capacidade funcional são moderadamente relacionados. Em sua investigação, esses autores usaram avaliações de incapacidade auto-relatadas e também baseadas em testes de desempenho, dentre os quais contemplava um teste de caminhada. Eles concluíram que ambas as modalidades de avaliação da incapacidade são influenciadas por diferentes características do paciente. Mensurações auto-relatadas são mais influenciadas pela condição psicológica do que aquelas baseadas no desempenho. Corroborando, Poitras e colegas (2000) encontraram pobre a moderada associação das variáveis cinemáticas do tronco, coluna espinal e pelve com níveis de incapacidade auto-relatados durante movimentos de flexão e extensão de tronco.

O comportamento evitador da dor tem recebido importante destaque nas síndromes dolorosas e parece não estar ligado diretamente à severidade da dor, mas é o resultado das expectativas específicas, crenças e interpretações ligadas à percepção dolorosa. Nesse processo as crenças de catastrofização precipitam o medo em relação à dor. Por isso, possivelmente, o comportamento evitador esteja ligado às incapacidades e prejuízos nas atividades funcionais (TURK; WILSON 2010). No presente estudo não se considerou o efeito da cinesiofobia e, por isso, não foi possível reconhecer a influência desta variável nos resultados.

Muito embora os testes aplicados para se dimensionar o impacto da dor lombar no desempenho e na vida das pessoas possam nortear os profissionais de saúde, tais testes nem

sempre espelham a multiplicidade de fatores influenciadores que afetam o quadro de dor. De fato, os objetivos pessoais do avaliado e a divergência entre aquilo que é importante para o paciente e aquilo que está sendo avaliado podem repercutir no resultado (WALSH et al. 2004). Associadamente, testes de desempenho específico, a exemplo da caminhada, podem não refletir as limitações em outras atividades. Desta forma, preconiza-se que testes mais sensíveis as distintas necessidades dos pacientes sejam mais adequados (WALSH et al. 2004, SANCHEZ et al. 2010).

Talvez a principal contribuição deste estudo seja a reflexão sobre como a síndrome lombar crônica pode repercutir de maneira distinta nos diferentes aspectos etiológicos e, por isso, a necessidade de se identificar os efeitos provocados pela síndrome especificamente em cada uma de suas dimensões etiológicas para se ter uma visão mais ampla do paciente e que o tratamento, a partir desta análise, atenda a essas necessidades específicas. Portanto, permanece o desafio de como reconhecer, e assimilar nas abordagens terapêuticas, a diversidade de alterações que a lombalgia crônica desencadeia no indivíduo.

Apesar do grande número de pesquisas realizadas na tentativa de entender melhor o que resulta e/ou mantêm a síndrome dolorosa lombar, os contrassensos nos apontamentos desses estudos ainda predominam. Segundo a revisão de Pransky, Buchbinder e Hayden (2010), a maioria dos 60 artigos que se registraram no *Clinical Trial Registry* da Organização Mundial de Saúde a partir de outubro de 2009 retomaram abordagens que falharam em contribuir com os ensaios clínicos prévios. Talvez isso traduza a necessidade da contínua investigação sobre o tema, pois se trata de uma síndrome altamente prevalente e que ainda permanece sem muitas respostas.

CONCLUSÕES

A velocidade horizontal desempenhada durante a caminhada não se correlacionou com a intensidade dolorosa e tal correlação não sofreu influência do nível de incapacidade e do efeito de grupo (ter ou não ter dor lombar crônica), apesar da observância de correlação entre grupo e nível de incapacidade e também entre nível de incapacidade e intensidade dolorosa.

REFERÊNCIAS

AL OBAIDI, S. M.; et al. The influence of pain and pain-related fear and disability beliefs on walking velocity in chronic low back pain. **International Journal of Rehabilitation Research**, v. 26, n. 2, p. 101-108, 2003.

CHOU, R.; et al. Diagnosis and treatment of low back pain: a joint clinical practice guideline from the American College of Physicians and the American Pain Society. **Annals of Internal Medicine**, v. 147, p. 478-491, 2007.

COSTA, L. C. M.; et al. The prognosis of acute and persistent low-back pain: a meta-analysis. **Canadian Medical Association Journal**, v. 184, n. 11, p. E613-E624, 2012.

COSTA-BLACK, K. M.; et al. Back pain and work. **Best Practice and Research Clinical Rheumatology**, v. 24, p. 227-240, 2010.

DINGWELL, J. B.; MARIN, L. C. Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. **Journal of Biomechanics**, v. 39, p. 444-452, 2006.

ELBAZ, A.; et al. A novel biomechanical device improves gait pattern in patient with chronic nonspecific low back pain. **Spine**, v. 34, n. 15, p. E507-E512, 2009.

FAIRBANK, J. C. T.; PYSSENT, P. B. The Oswestry Disability Index. **Spine**, v. 25, n. 22, p. 2940-2953, 2000.

FIELD A. **Descobrimos a estatística usando o SPSS**. Porto Alegre: Artmed, 2ed, 2009. 688p.

GAYA, A. **Ciências do movimento humano: introdução a metodologia de pesquisa**. Porto Alegre: Artmed, 2009. 304 p.

HENDRICK, P.; et al. The effectiveness of walking as an intervention for low back pain: a systematic review. **European Spine Journal**, v. 19, p. 1613-1620, 2010.

HENEWEER, H.; et al. Physical activity and low back pain a systematic review of recent literature. **European Spine Journal**, v. 20, p. 826-845, 2011.

HERGENROEDER, A. L.; et al. Association of body mass index with self report and performance based measures of balance and mobility. **Physical Therapy**, v. 91, n. 8, p. 1223-1234, 2011.

HEYMANS, M. W. The prognosis of chronic low back pain is determined by changes in pain and disability in the initial period. **The Spine Journal**, v. 10, p. 847-856, 2010.

HUIJNEN, I. P. J.; et al. The disabling role of fluctuations in physical activity in patients with chronic low back pain. **European Journal of Pain**, v. 13, p. 1076-1079, 2009.

KÄÄRIÄ, S.; et al. Low back pain, work absenteeism, chronic back disorders, and clinical findings in the low back as predictors of hospitalization due to low back disorders: a 28-year follow-up of industrial employees. **Spine**, v. 30, n. 10, p. 1211-1218, 2005.

KELLER, A.; et al. Effect sizes of non-surgical treatments of non-specific low-back pain. **European Spine Journal**, v. 16, n. 11, p. 1776-1788, 2007.

KOES, B. W.; et al. An updated overview of clinical guidelines for the management of non-specific low back pain in primary care. **European Spine Journal**, v. 19, n. 12, p. 2075-2094, 2010.

KOVACS, F. M.; et al. Correlation between pain, disability, and quality of life in patients with common low back pain. **Spine**, v. 29, n. 2, p. 206-210, 2004.

KOVACS, F. M.; et al. The transition from acute to subacute and chronic low back pain. **Spine**, v. 30, n. 15, p. 1786-1792, 2005.

KOVACS, F. M.; et al. The correlation between pain, catastrophizing and disability in subacute and chronic low back pain. **Spine**, v. 36, n. 4, p. 339-345, 2011.

KRISMER, M.; Van TULDER, M. Low back pain (non-specific). **Best Practice and Research Clinical Rheumatology**, v. 21, n. 1, p. 77-91, 2007.

KUSTERS, D.; VOLLENBROEK-HUTTEN, M. M.; HERMENS, H. J. Motor performance in chronic low back pain: is there an influence of pain-related cognitions? A pilot study. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 12, n. 211, 2011. Doi: 10.1186/1471-2474-12-211. Disponível em: <<http://www.biomedcentral.com/1471-2474/12/211>. Acesso em 15 ago 2012.

LAMOTH, C. J. C. ; et al. Pélvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. **Spine**, v. 27, p. E92-E99, 2002.

LATT, M. D.; et al. Walking speed, cadence and step length are selected to optimize the stability of head and pelvis accelerations. **Experimental Brain Research**, v. 184, p. 201-209, 2008.

LIN, C. C.; et al. Relationship between physical activity and disability in low back pain: a systematic review and meta-analysis. **Pain**, v. 152, p. 607-613, 2011.

MALLIOU, P., et al. Measurements and evaluations in low back pain patients. **Scandinavian Journal of Medicine Science in Sports**, v. 16, p. 219-230, 2006.

McGORRY, R. W.; et al. The relation between pain intensity, disability, and the episodic nature of chronic and recurrent low back pain. **Spine**, v. 25, n. 7, p. 834-841, 2000.

NEGRINI, S.; et al. Low back pain: state of art. **European Journal of Pain**, v. 2, p. 52-56, 2008.

POITRAS, S.; et al. Disability measurement in persons with back pain: a validity study of spinal range of motion and velocity. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**, v. 81, p. 1394-1400, 2000.

PRANSKY, G.; BUCHBINDER, R.; HAYDEN, J. Contemporary low back pain research – and implications for practice. **Best Practice Research Clinical Rheumatology**, v. 24, p. 291-298, 2010.

RENEMAN, M. F.; et al. Are pain intensity and pain related fear to functional capacity evaluation performances of patients with chronic low back pain? **Journal of Occupational Rehabilitation**, v. 17, p. 247-258, 2007.

ROSSIGNOL, M.; ROZENBERG, S.; LECLERC, A. Epidemiology of low back pain: what's new? **Joint Bone Spine**, v. 76, p. 608-613, 2009.

SANCHES, K.; et al. Patient-preference disability assessment for disabling chronic low back pain: a cross-sectional survey. **Spine**, v. 34, n. 10, p. 1052-1059, 2010.

SCHROOTEN, M. G. S.; et al. Nonpain goal pursuit inhibits attentional bias to pain. **Pain**, v. 153, p. 1180-1186, 2012.

SELLES, R. W.; et al. Disorders in trunk rotation during walking in patients with low back pain: a dynamical systems approach. **Clinical Biomechanics**, v. 16, p. 175-181, 2001.

SHEMMELL, J.; et al. Control of interjoint coordination during the swing phase of normal gait at different speeds. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 4, 2007. Doi: 10.1186/1743-0003-4-10. Disponível em: <<http://www.jneuroengerehab.com/content/4/1/10>>. Acesso em 07 ago 2012.

SIMMONDS, M. J. Measuring and managing pain and performance. **Manual Therapy**, v. 11, p. 175-179, 2006.

SIMMONDS, M, J.; et al. The influence of pain distribution on walking velocity and horizontal ground reaction forces in patients with low back pain. **Pain Research and Treatment**, 2012. Doi: 10.1155/2012/214980. Disponível em: <<http://www.hindawi.com/journals/prt/2012/214980/>>. Acesso em: 13 ago 2012.

SIQUEIRA, F. B.; TEIXEIRA-SALMELA, L. C.; MAGALHÃES, L. C. Análise das propriedades psicométricas da versão brasileira da Escala de Tampa de Cinesiofobia. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 15, n. 1, p. 19-24, 2007.

SMEETS, R. J. E. M.; et al. The association of physical deconditioning and chronic low back pain: a hypothesis-oriented systematic review. **Disability and rehabilitation**, v. 28, n. 11, p. 673-693, 2006.

O'SULLIVAN, P. O. Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. **Manual Therapy**, v. 10, p. 242–255, 2005.

TIAN, Q.; SMITH, J. C. Attentional bias to emotional stimuli is altered during moderate – but not high intensity exercise. **Emotion**, v. 11, n. 6, p. 1415-1424, 2011.

TURK, D. C.; WILSON, H. D. Fear of pain as prognostic factor in chronic pain: conceptual models, assessment, and treatment implications. **Current Pain and Headache Reports**, v. 14, n. 2, p. 88-95, 2010.

VIGATTO, R.; ALEXANDRE, N. M. C.; CORREA FILHO, H.R. Development of a brazilian portuguese version of the Oswestry Disability Index. **Spine**, v. 32, n. 4, p. 481-486, 2007.

WALSH, D. A.; et al. Performance problems of patients with chronic low-back pain and the measurement of patient-centered outcome. **Spine**, v. 29, n. 1, p. 87-93, 2004.

WAND, B. M.; et al. Self-reported assessment of disability and performance-based assessment of disability are influenced by different patient characteristic in acute low back pain. **European Spine Journal**, v. 19, p. 633-640, 2010.

WELCH, E. Low back pain. **InnovAiT**, v. 5, n. 1, p.13–21, 2012.

ARTIGO B

COMPARAÇÃO DOS PARÂMETROS ESPAÇO TEMPORAIS DA CAMINHADA ENTRE VOLUNTÁRIOS COM E SEM LOMBALGIA CRÔNICA INESPECÍFICA**RESUMO:**

Introdução: Caminhar é frequentemente descrito como uma dificuldade pelos lombálgicos crônicos. **Objetivo:** Comparar os parâmetros espaço temporais da caminhada, em três intensidades de deslocamento (ID), entre voluntários com e sem dor lombar crônica inespecífica (DLCI), tendo o nível de incapacidade auto-relatada como covariável. **Métodos:** A amostra foi composta por voluntários com dor lombar crônica inespecífica, (GL/n=6) e indivíduos saudáveis (GC/n=7). O nível de incapacidade foi obtido pelo Índice de Incapacidade de Oswestry (IIO) durante a triagem. A velocidade horizontal preferida foi determinada em um protocolo de esteira rolante e a bateria de teste foi dividida em três blocos de acordo com a intensidade do esforço: preferida; 0,5 km.h⁻¹ abaixo e acima da preferida. Em cada um dos blocos os voluntários caminharam durante cinco minutos e registros de vídeos foram feitos, por 20s, ao final de cada bloco. Os parâmetros espaço temporais (comprimento, duração, e frequência de passada, bem como a razão de caminhada) foram determinados por cinemática e rotinas elaboradas para o *software* Matlab. **Resultados:** Observou-se que a ID provocou alterações significativas na velocidade, no comprimento e frequência da passada, embora a duração da passada e a razão de caminhada, que revela um padrão normal da caminhada que é independente da velocidade, não tenham sido alteradas. A caminhada não foi percebida como incapacitante pelo IIO. Não se observou efeito da dor lombar nas variáveis mensuradas. **Conclusão:** A DLCI não teve efeito sobre os parâmetros da caminhada, contudo a ID gerou mudanças nos parâmetros espaço temporais da caminhada.

Palavras-chave: Dor lombar; locomoção humana; caminhada

ABSTRACT:

Introduction: Walking is often described as a difficulty in chronic low back pain. **Objective:** To compare the spatio-temporal parameters of walking in three intensities of displacement levels (ID) between subjects with and without nonspecific chronic low back pain (NCLP), while the level of self-reported disability was covariate. **Methods:** The sample consisted of subjects with nonspecific chronic low back pain, (GL / n = 6) and healthy subjects (GC / n = 7). The level of disability was obtained by the Oswestry Disability Index (ODI) during screening. The horizontal velocity was determined in a preferred treadmill protocol test and the battery was divided into three blocks according to the intensity of the effort: preferred, 0.5 km.h⁻¹ below and above of preferred. Volunteers walked for five minutes and records video was been made, for 20s, at the end of each block. The spatio-temporal parameters (stride length, duration, and frequency, and the walking's ratio) were determined by kinematics and routines developed for the Matlab software. **Results:** It was observed that the ID caused significant changes in speed, stride length and frequency, although stride length and the walking's ratio, which reveals a normal pattern of walking that is independent of speed, have not been altered. The walk was not perceived as disabling the ODI. There was no effect of low back pain in the variables measured. **Conclusion:** The DLCI had no effect on the spatio-temporal parameters of walking, however the ID generated spatio-temporal changes in the parameters of walking.

Key-words: Low back pain; human locomotion; walking

INTRODUÇÃO

A lombalgia é uma condição sindrômica com alta prevalência na população mundial. O reconhecimento da etiologia da dor lombar tem se mantido como um desafio, já que ainda existe pobre correlação entre os achados anatomopatológicos e a apresentação clínica. Por conta disso uma alta porcentagem dos indivíduos com queixas lombares são classificados com dor lombar inespecífica. Uma pequena parte daqueles que vivenciam episódio agudo de dor lombar evoluem para dor lombar crônica, que se caracteriza pela persistência do quadro doloroso e é reconhecida pelo grande impacto sócio econômico que produz (EHRlich 2003, CARRAGE; HANNIBAL 2004, DANKAERTS et al. 2006, WELCH 2012).

A dor lombar crônica (DLC) geralmente está associada a prejuízos funcionais e psicossociais (SMEETS; VAN GEEL; VERBUNT 2009, KUSTERS; VOLLENBROEK-HUTTEN; HERMENS 2011). Um estudo que identificou as principais atividades desempenhadas com dificuldade por um grupo de lombálgicos crônicos, antes que estes iniciassem um programa de tratamento multiprofissional, apontou mais de 60 tipos de atividades, porém, a mais prevalente (56%) foi a diminuição na tolerância à caminhada (WALSH et al. 2004). A caminhada é uma atividade com relevância tanto clínica quanto funcional pelo seu impacto na independência e qualidade de vida, e frequentemente é parte integrante de programas de reabilitação, incluindo os direcionados aos pacientes com DLC. Contudo, a repercussão da dor lombar sobre os parâmetros da caminhada ainda carece de maior compreensão dada à complexidade etiológica dessa síndrome e da ampla gama de fatores que podem contribuir para o prejuízo do movimento (O'SULLIVAN 2005, HENDRICK et al. 2010, SIMMONDS et al. 2012).

A análise da marcha tem, entre outros, o propósito de estabelecer relação entre as capacidades funcionais do indivíduo e as suas limitações. No ambiente clínico a avaliação da marcha pode ter grande utilidade uma vez que, associada a outras informações provenientes da anamnese, da sintomatologia e da triagem funcional do paciente, permite uma visão mais ampla sobre a disfunção e seu impacto na funcionalidade, e tem sido usada como um importante indicador de saúde. Por esta análise, pode-se ter uma medida real de onde, quando, quão longo e quão rápido o indivíduo está em contato com o solo (GRAHAM et al. 2008, DICHARY 2010, SCHIMPL et al. 2011). Assim, conhecer as modificações na forma com que os lombálgicos crônicos caminham pode contribuir para que a avaliação desses pacientes seja mais completa e objetiva.

Parâmetros espaço temporais da marcha, tais como velocidade horizontal, comprimento da passada, frequência de passada, tempo de contato e de balanço não são fixos, mas interagem de forma coordenada para possibilitar que o deslocamento seja adequado às demandas da tarefa e do ambiente, além de garantir que este seja desempenhado de forma econômica. Por isso os indivíduos tendem a determinar livremente esses parâmetros espaço temporais, muito embora fatores energéticos e mecânicos tenham marcante influência nesta escolha (SAIBENE; MINETTI 2003, PARÓCZAI; KOCSIS 2006, UMBERGER; MARTIN 2007, DICHARY 2010). Em indivíduos saudáveis, o sistema locomotor ajusta esses parâmetros por um complexo mecanismo neurofisiológico que integra aferências proprioceptivas, visuais e vestibulares com eferências provenientes de diversas áreas do sistema nervoso central (SNC) e garante fluidez e suavidade ao movimento (HAUSDORFF 2007).

Algumas enfermidades neurológicas parecem provocar perturbação do sincronismo espaço temporal da marcha (SIBLEY et al. 2008, MOTL et al. 2010, BELDA-LOIS et al. 2011). Nas lesões neurológicas a relação entre a doença e as perturbações motoras, embora complexas, são mais passíveis de compreensão já que a base anatomopatológica da doença envolve reconhecido dano às estruturas responsáveis pela condução e geração dos estímulos nervosos (BELDA-LOIS et al. 2011). Isso já não se aplica a DLC, uma vez que a manutenção do quadro crônico pode persistir mesmo quando não há uma razão física que o justifique (SHAMBROAK et al. 2011).

Contudo, nos quadros de DLC, tem sido relatado prejuízo na relação de sincronismo entre o tronco e a pelve durante a marcha, tornando-a mais rígida. Associadamente, os lombálgicos também caminham em velocidades mais baixas quando comparados àqueles saudáveis. Sugere-se que essas adaptações estejam relacionadas a um mecanismo de proteção para impedir a manifestação da dor (LAMOTH et al. 2002, VAN DER HULST et al. 2010). Porém, ainda é intrigante pensar que essas adaptações ocorrem sem que se identifique a causa física.

Uma possível explicação para prejuízos motores nas condições de dor crônica podem estar em mudanças deletérias na morfologia cerebral. Estudos recentes demonstraram que indivíduos com quadro de dor lombar crônica apresentaram diferenças no volume e densidade da substância cinzenta do córtex pré frontal dorsolateral, tálamo, córtex somato-sensorial e mesencéfalo (WOOD 2010). Buckalew e colaboradores (2010) encontraram significativa diminuição na integridade da substância branca do corpo caloso, estrutura que guarda relação

com os padrões de locomoção, em idosos com DLC e incapacidade auto-relatada em relação a idosos com DLC sem incapacidade. Houve associação entre déficits estruturais na substância branca com pobre desempenho da função física e tempo de persistência da dor. Esses resultados corroboram com outros achados que também encontraram déficits em estruturas cerebrais e prejuízo na velocidade da marcha (LAAT et al. 2011).

Alterações deletérias na neurofisiologia motora central também são apontadas como causa para manutenção do quadro álgico na dor lombar, segundo um modelo cinesiopatológico que preconiza modificações tanto na topografia quanto na amplitude dos potenciais somatosensoriais decorrentes do estresse cumulativo e microtrauma que os tecidos lombopélvicos de pacientes com dor lombar crônica são submetidos. A dor induzida pelo trauma afeta o processamento sensorial central, que por sua vez, mantém um ciclo de padrões de movimentos anormais (JACOB; HENRY; NAGLE 2010). Em complemento, características psicossociais, tais como altos níveis de incapacidade, estão associadas com baixos níveis de atividade física entre os lombálgicos crônicos (LIN et al. 2011), e isso também poderia, em tese, colaborar para o prejuízo da caminhada nesta população.

Sendo a caminhada descrita como uma das tarefas mais prejudicadas na DLC e considerando a possibilidade de mudanças motoras decorrentes de mudanças centrais, identificar as mudanças na cinemática da caminhada neste cenário se torna relevante. O objetivo do estudo foi comparar os parâmetros espaço temporais da caminhada, em três intensidades de deslocamento, entre voluntários com e sem dor lombar crônica inespecífica, tendo o nível de incapacidade auto-relatada como covariável. Como objetivo secundário determinou-se os coeficientes de variação (CoV) para comprimento, duração e frequência da passada. A hipótese do presente estudo foi que voluntários com dor lombar crônica são menos capazes de adequar os parâmetros espaço temporais frente à variação da intensidade do deslocamento, em relação à intensidade preferida, que seus pares saudáveis.

MÉTODOS

Este estudo teve aprovação do Comitê de Ética em Pesquisas em Seres Humanos da Universidade Estadual do Oeste do Paraná (UNIOESTE) sob o parecer 1433/2011 e foi classificado como observacional do tipo *ex-post-facto*, descritivo-exploratório, transversal. Todos os voluntários deste estudo assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Após o cálculo amostral determinado pela variável velocidade horizontal (WinPepi versão 11.18; poder = 80%; nível de significância 5%; SD grupo controle = 0,16; SD grupo lombalgia = 0,21; diferença a ser detectada = 0,3; n=8 para cada grupo), voluntários com dor lombar crônica inespecífica, de ambos os sexos, com idade entre 25 a 59 anos, provenientes do Centro de Reabilitação Física da UNIOESTE, foram recrutados de forma intencional e não probabilística para compor o grupo lombalgia (GL). O grupo controle (GC) foi composto por sujeitos sem distúrbios sistêmicos ou musculoesqueléticos, crônicos ou agudos, nos membros inferiores e/ou coluna vertebral e foram pareados por idade, massa corporal e estatura em relação ao GL. Os voluntários, de ambos os grupos, não deveriam ser fumantes ou ex-fumantes por um período menor que cinco anos; não praticar exercícios físicos de forma sistematizada e rotineira, duas ou mais vezes por semana por pelo menos 30 minutos; e não apresentar diferenças no comprimento dos membros inferiores e/ou desalinhamentos posturais visivelmente notórios.

Em virtude da reconhecida dificuldade de se identificar a causa primária da dor lombar, os critérios de inclusão para composição do GL seguiram as recomendações de artigos, originais ou de revisão que abordaram quanto ao diagnóstico e tratamento da dor lombar, cujo principal norteador foi a busca por sinais e sintomas presentes na anamnese e exame físico que pudessem sugerir causa específica para a dor lombar (denominados de bandeiras vermelhas) e que, quando encontrados, descaracterizam o quadro de dor lombar crônica inespecífica (LAMOTH et al. 2002, CHOU et al. 2007, KRISMER; VAN TULDER 2007, NEGRINI et al. 2008, KOES et al. 2010). Assim, os voluntários deveriam relatar dor lombar persistente há mais de três meses, sem irradiação para os membros inferiores, cujas características clínicas e físicas fossem compatíveis com as diretrizes de avaliação e tratamento propostas pelo *American College of Physicians* e pelo *American Pain Society* (CHOU et al. 2007), na categoria 1 (lombalgia inespecífica). Os critérios de não inclusão e exclusão deste grupo foram: dor lombar cujo histórico clínico sugerisse etiologia específica (CHOU et al. 2007); lesões osteomusculares em outras articulações e doenças neurológicas; história de cirurgia na coluna, gravidez e doenças cardiovasculares ou pulmonares que contra indicassem ou limitassem a caminhada acima da velocidade auto selecionada; aumento importante da dor durante os testes, tornando a caminhada atividade intolerante pela percepção do voluntário; índice de massa corporal (IMC) maior que 30,0.

Após esclarecimento dos procedimentos e objetivos da pesquisa, os voluntários foram submetidos à avaliação clínica de triagem para identificação de possíveis fatores de não

inclusão, coleta da história e dos dados antropométricos. O IMC foi determinado pela razão entre a massa corporal e a estatura, em metros, elevada ao quadrado (kg.m^{-2}) (HERGENROEDER et al. 2011). O comprimento do membro inferior (L_{MI}), em metros, foi obtido pela mensuração do trocânter maior até o chão passando pelo maléolo lateral na posição ortostática (ELBAZ et al. 2009). Nesta oportunidade o sujeito passou por um período de familiarização na esteira de cinco minutos. Após a familiarização determinou-se a velocidade auto-selecionada preferida (VP).

A determinação da VP na esteira (Embrex 563-R3) se deu da seguinte forma: a) o voluntário foi orientado a sinalizar quando a esteira atingisse a velocidade mais confortável na sua percepção (similar a que usualmente caminha no seu dia a dia e que escolheria para ser mantida durante um longo trajeto); b) a velocidade da esteira foi aumentada progressiva e padronizadamente até a velocidade que o voluntário referisse que estava caminhando rápido, e depois reduzida com o mesmo padrão para que o voluntário pudesse escolher sua VP em cada um dos trechos; c) foram anotadas as velocidades preferidas, sinalizadas pelo voluntário, referente a cada um dos dois trechos de variação da velocidade e calculada a média aritmética (DINGUELL; MARIN 2006).

Para todos os voluntários, imediatamente após a constatação da elegibilidade, o nível de incapacidade auto-relatada foi estabelecido. O nível de incapacidade auto-relatada foi determinado pela Versão Brasileira do Índice de Incapacidade de Oswestry (IIO) adaptado a partir do original – versão 2.0 cuja confiabilidade foi reconhecida (α Cronbach= 0,87; ICC = 0,99) (FAIRBANK; PYSENT 2000, VIGATTO; ALEXANDRE; CORREA FILHO 2007). Trata-se de um questionário composto por 10 perguntas, com seis possibilidades de resposta cada uma, que reflete a repercussão da lombalgia nas atividades diárias e sociais do indivíduo. O voluntário recebeu pontos de zero a cinco de acordo com a resposta dada para cada uma das 10 perguntas de forma que a primeira opção de resposta valeu zero e a última, cinco. Desta forma, cinco foi o escore máximo para cada pergunta, e 50 o escore máximo para o questionário como um todo. Ao término do teste, para transformar o resultado em um escore percentual, somou-se todos os pontos, dividiu-se essa soma por 50. Posteriormente multiplicou-se o resultado por 100. Nos casos em que qualquer uma das perguntas não tenha sido respondida, a somatória dos pontos obtida pelo questionário foi dividida pela somatória máxima possível para o questionário sem contar o escore da pergunta excluída. Os resultados foram categorizados conforme a seguinte classificação: 0% sem incapacidade (SI); 1-20%

incapacidade mínima (IMI); 21-40% incapacidade moderada (IMO); 41-60% incapacidade severa (ISE); 61-80% incapaz e 81-100% exagero dos sintomas (WHITE; VELOZO 2002).

Dos 16 voluntários recrutados excluiu-se um do GC e dois do GL por perda de dados que impediram a utilização dos mesmos. A amostra final foi composta por 13 voluntários (GC/n=7; GL/n=6) e não se encontrou diferenças estatísticas na idade e nas características antropométricas entre os grupos (Tabela 1B). Em virtude da perda amostral o poder dos testes estatísticos caiu para 70%. A mediana do tempo de cronificação da dor no GL foi de 10 anos, com o menor valor de um ano e o maior valor de 30 anos. Em média, no GL, a intensidade da dor dos últimos dois meses que antecederam a coleta foi de $6,6 \pm 1,0$.

TABELA 1B: Estatística descritiva e de comparação intergrupos entre as variáveis de caracterização da amostra.

Variável Comparação intergrupo	Grupo	Estatística Descritiva	
		MD	DP(±)
IDADE (anos) T(11)= -1,266; p=0,232	CONTROLE	37,8	7,2
	LOMBALGIA	43,5	8,8
L_{MI} (m) T(11)= 0,921; p=0,377	CONTROLE	0,91	0,06
	LOMBALGIA	0,88	0,05
ESTATURA (cm) T(11)= 1,521; p=0,157	CONTROLE	176,5	8,0
	LOMBALGIA	170,1	6,9
MASSA CORPORAL (kg) T(11)= 0,199; p=0,846	CONTROLE	76,2	10,6
	LOMBALGIA	77,6	14,5
IMC (kg.m⁻²) T(11) = -1,096; p=0,297	CONTROLE	24,4	3,0
	LOMBALGIA	26,7	4,4

Legenda: comprimento do membro inferior (Lmi), índice de massa corporal (IMC). Nível de significância = 0,05.

As coletas aconteceram no Laboratório de Pesquisa do Movimento Humano (LAPEMH) do curso de Fisioterapia da UNIOESTE-campus Cascavel/PR. O registro dos parâmetros espaço temporais se deu por meio de cinemetria. Quatro câmeras (Casio High Speed – Exilim HS EX-FH25) foram dispostas obliquamente à esteira, uma em cada extremidade da sala (Figura 1B). A aquisição dos dados se deu com uma frequência de 240 Hz (período = 1.240^{-1}).

Inicialmente os sujeitos permaneceram sentados por cerca de cinco minutos, para garantir que os parâmetros hemodinâmicos estivessem nos níveis de repouso. Parâmetros como frequência cardíaca (FC) e pressão arterial (PA) foram mensurados apenas para garantir que os voluntários apresentavam condições clínicas para caminhar, sendo que, aqueles que

apresentaram, no repouso, PA igual ou maior que 150/100 mmHg e/ou FC igual ou maior que 110 bpm, foram excluídos. Ainda, os voluntários foram avisados que caso, durante os testes, na percepção deles, houvesse aumento importante da dor, os mesmos deveriam interromper os testes a qualquer momento sem que isso gerasse qualquer tipo de constrangimento.

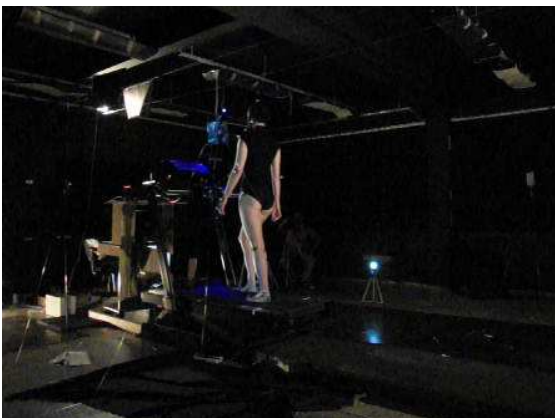
A bateria de teste foi dividida em três blocos de acordo com a intensidade do esforço. No primeiro bloco cada sujeito caminhou, em esteira, na velocidade preferida (VP) determinada previamente. A ordem dos dois blocos seguintes foi sorteada, de forma que, em um deles, os voluntários caminharam em intensidade mais leve em relação à VP (AB / intensidade $0,5 \text{ km.h}^{-1}$ abaixo da VP) e, no outro, em intensidade mais alta em relação à VP (AC / intensidade $0,5 \text{ km.h}^{-1}$ acima da VP). Em cada bloco, os sujeitos caminharam descalços durante cinco minutos. Finalizado cada bloco o avaliado permaneceu sentado e no final de cada período de descanso foram aferidas a FC e a PA. A captura das imagens aconteceu no quinto minuto de cada bloco, para minimizar a variabilidade entre os passos (ZENI JR; HIGGINSON 2010) e foram filmados 20s de caminhada.



Câmera 1



Câmera 2



Câmera 3



Câmera 4

FIGURA 1B – Setup da coleta evidenciando a distribuição das câmeras na sala.

Para determinação dos parâmetros espaço temporais utilizou-se o *software* DVideow (Digital Video for Biomechanics desenvolvido pelo Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da faculdade de Educação Física da UNICAMP, Campinas, versão 6.3). Após sincronização das câmeras, que garantiu que o intervalo analisado fosse o mesmo para todas as câmeras, selecionou-se seis ciclos de passada escolhidos após inspeção qualitativa dos vídeos. Cada ciclo de passada compreendeu o intervalo entre o momento em que um pé perdeu o contato com o solo (despregue) até o próximo despregue consecutivo do mesmo pé (RACIC; PAVIC; BROWNJOHN 2009).

Em cada um dos seis ciclos determinou-se, por inspeção visual, os frames correspondentes ao primeiro despregue, ao momento do toque do calcâneo no solo (contato) e ao segundo despregue que fechava o ciclo. Esse procedimento foi realizado nos vídeos de todas as quatro câmeras. Em cada intensidade, o intervalo de frames para cada ciclo foi a média dos frames entre as quatro câmeras correspondentes àquele ciclo. As matrizes de dados provenientes desta análise foram tratadas em rotinas elaboradas com auxílio do *software* Matlab.

Os parâmetros espaço temporais analisados e suas respectivas unidades de medida e definições estão apresentadas na Tabela 2B (THOMAS; VITO; MACALUSO 2007, FIHL; MESLUND 2009, RACIC; PAVIC; BROWNJOHN 2009).

No tocante às variáveis comprimento de passada e razão de caminhada, foram consideradas para o tratamento estatístico apenas os valores normalizados.

Para o tratamento estatístico utilizou-se o *software* SPSS 15. As comparações foram feitas pela ANOVA – delineamento misto isolando os efeitos de grupo e intensidade de deslocamento, bem como suas interações, tendo como covariável o nível de incapacidade. A esfericidade foi testada pelo teste de Mauchly e, nos casos em que a esfericidade foi violada, utilizou-se a correção de Greenhouse e Geisser. Nos pós-testes, aplicou-se o Bonferroni. Também foram calculados os coeficientes de variação para comprimento, duração e frequência da passada, obtidos pela razão entre desvio padrão e média dos valores advindos de cada passada transformada em valores percentuais (HEIDERSCHEIT 2000). Foi calculado o tamanho do efeito para cada variável considerando a força do efeito como pequena (valor de r de 0,10 a 0,29), média (valor de r de 0,30 a 0,49) e grande (valor de $r \geq 0,50$) (FIELD 2009). Para todos os testes estatísticos adotou-se $\alpha=0,05$.

TABELA 2B: Parâmetros espaço temporais analisados, suas unidades e definições.

PARÂMETRO	UNIDADE	DEFINIÇÃO
Velocidade horizontal	m.s ⁻¹	Distância percorrida por unidade de tempo
Comprimento da passada (Cpass)	m	Quantidade de frames de cada ciclo*velocidade*período
Comprimento da passada normalizada pelo L _{MI} (Npass)	adimensional	Razão entre o comprimento da passada e comprimento do membro inferior (L _{MI})
Duração da passada (Tpass)	s	Quantidade de frames de cada ciclo*período
Frequência da passada	Passadas.s ⁻¹	Número de passadas por unidade de tempo
<i>Duty factor</i> direito	%	Fração da passada na qual o pé direito toca o solo. <i>Duty factor</i> direito = (quantidade de frames do intervalo entre o contato do pé direito até o despegue consecutivo do mesmo pé*período)/número de passada*duração da passada (valor médio de todos os ciclos)
<i>Duty factor</i> esquerdo	%	Fração da passada na qual o pé esquerdo toca o solo. <i>Duty factor</i> esquerdo = (quantidade de frames do intervalo entre o contato do pé esquerdo até o despegue consecutivo do mesmo pé*período)/número de passada*duração da passada (valor médio de todos os ciclos)
Razão de caminhada (RC)	m.passada ⁻¹ .s	Índice do padrão da caminhada que é velocidade independente. É a razão entre o comprimento da passada e a frequência da passada.
Razão de caminhada normalizada (RCN)	passada ⁻¹ .s	Razão entre o comprimento da passada normalizada e a frequência da passada.

Legenda: período = inverso da frequência de aquisição dos dados (1*240⁻¹)

RESULTADOS

Em relação à velocidade, houve variação média percentual de 13,2%, em relação à velocidade preferida, naquelas desempenhadas nas intensidades acima e abaixo.

Os valores médios e seus respectivos desvios-padrão, para cada uma das variáveis, podem ser visualizados na Figura 2B, onde também se observa que não houve diferença estatística para nenhuma das variáveis. Os valores médios do comprimento da passada (Cpass) e da razão de caminhada (RC) com seus respectivos valores normalizados (Npass e RCN) estão apresentados na Tabela 3B.

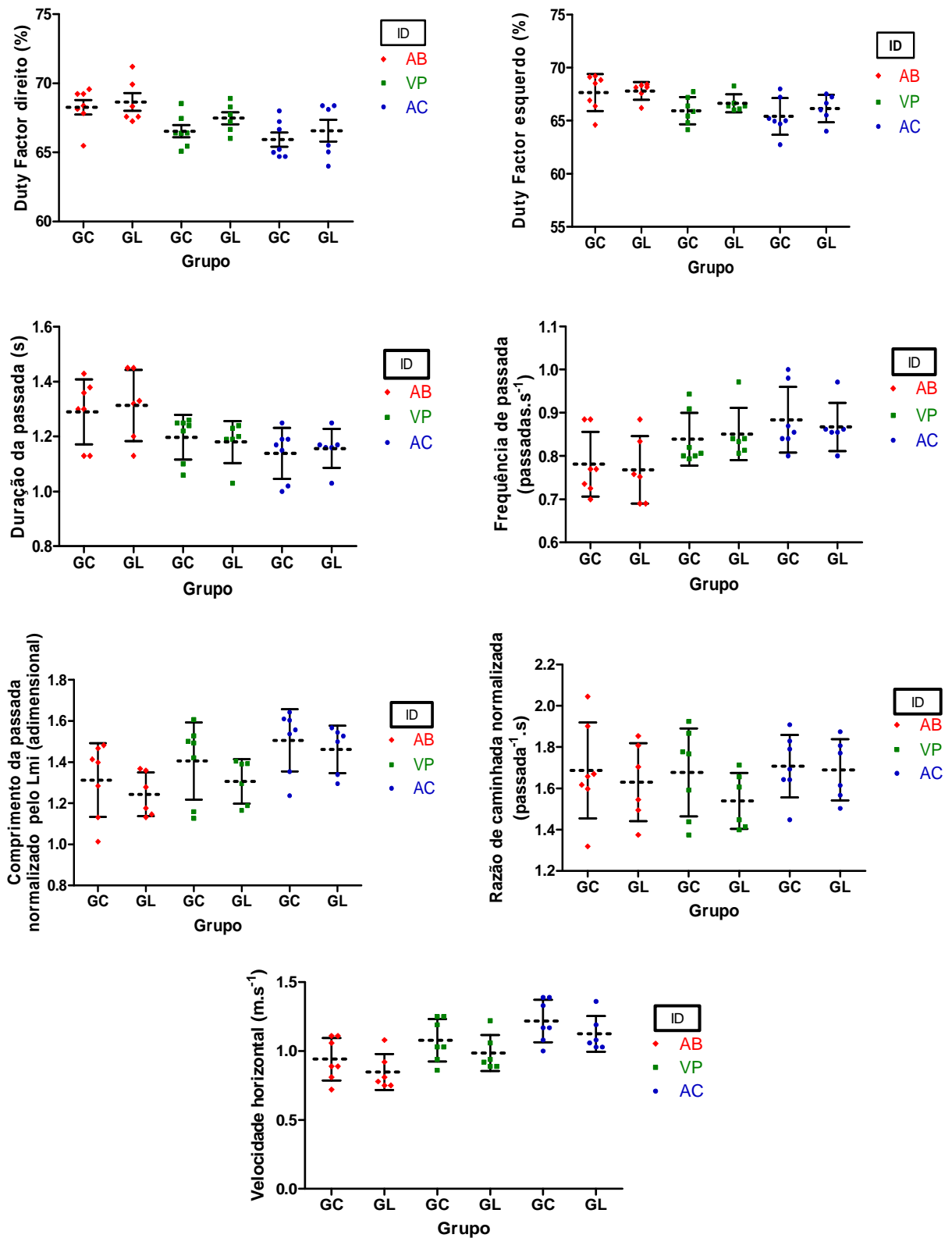


FIGURA 2B – Valores médios (MD), desvios-padrão (DP) para cada uma das variáveis separadas por grupo e por intensidade de esforço. Intensidade de deslocamento (ID), intensidade de deslocamento abaixo da preferida (AB), intensidade de deslocamento preferida (VP), intensidade acima da preferida (AC), grupo controle (GC), grupo lombalgia (GL), comprimento do membro inferior (L_{MI}).

TABELA 3B: Estatística descritiva das variáveis comprimento da passada e razão de caminhada com seus respectivos valores normalizados separados por intensidade do deslocamento e por grupo.

ID	GC								GL							
	Cpass		Npass		RC		RCN		Cpass		Npass		RC		RCN	
	MD	DP (±)	MD	DP (±)	MD	DP (±)	MD	DP (±)	MD	DP (±)	MD	DP (±)	MD	DP (±)	MD	DP (±)
AB	1,20	0,1	1,31	0,1	1,55	0,2	1,68	0,2	1,10	0,1	1,24	0,1	1,45	0,2	1,63	0,1
VP	1,28	0,08	1,41	0,1	1,53	0,1	1,67	0,2	1,15	0,07	1,31	0,1	1,36	0,08	1,53	0,1
AC	1,37	0,1	1,51	0,1	1,56	0,1	1,70	0,1	1,29	0,1	1,46	0,1	1,49	0,1	1,68	0,1

Legenda: intensidade do deslocamento (ID), comprimento da passada (Cpass), comprimento da passada normalizado pelo comprimento do membro inferior (Npass), razão da caminhada (RC), razão da caminhada normalizada (RCN), intensidade de deslocamento abaixo da preferida (AB), intensidade de deslocamento preferida (VP), intensidade acima da preferida (AC), grupo controle (GC), grupo lombalgia (GL).

Os coeficientes de variação podem ser visualizados na Figura 3B. Além da ausência de diferença estatística entre os grupos, observa-se que os valores médios, de ambos os grupos, estão abaixo de 3% o que revela que os parâmetros analisados variaram pouco entre um ciclo de passada e outro.

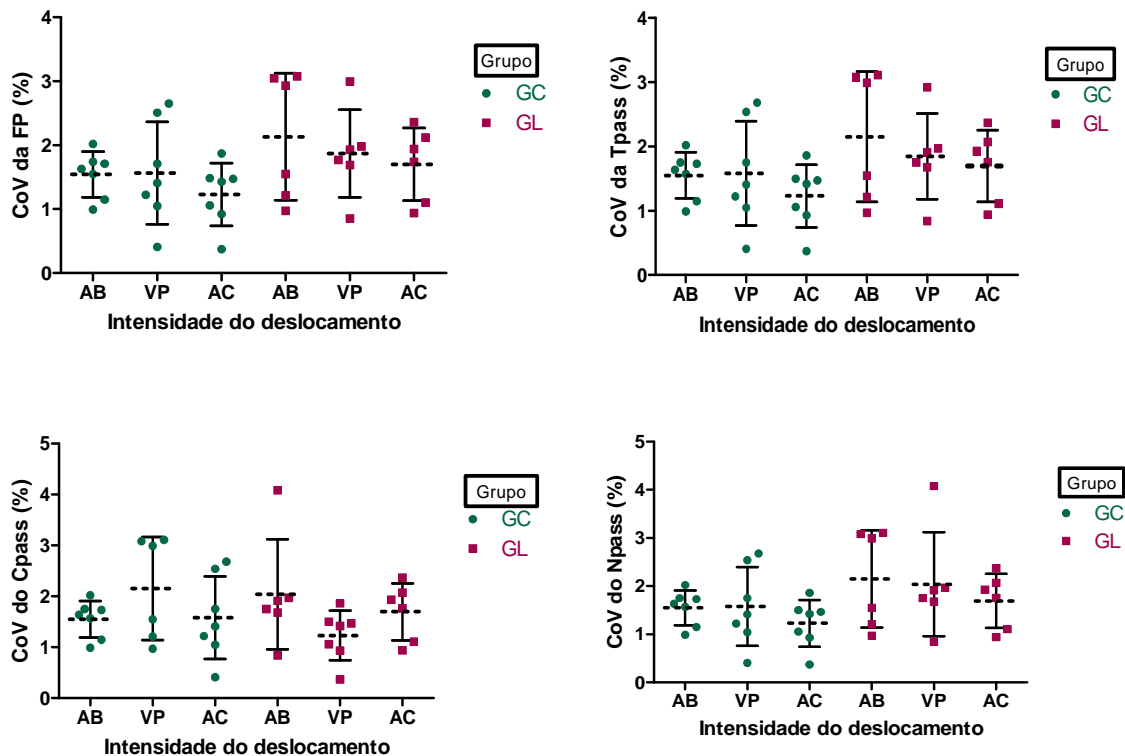


FIGURA 3B: Coeficientes de variação para as variáveis comprimento, duração e frequência da passada. Coeficiente de variação (CoV), comprimento da passada (Cpass), comprimento da passada normalizado pelo comprimento do membro inferior (Npass), razão da caminhada (RC), razão da caminhada normalizada (RCN), intensidade de deslocamento abaixo da preferida (AB), intensidade de deslocamento preferido (VP), intensidade acima da preferida (AC), grupo controle (GC), grupo lombalgia (GL).

Em relação aos níveis de incapacidade auto-relatada, 14,2% (n=1) dos componentes do GC foram classificados com incapacidade mínima (IMI) e 85,8% (n=6) sem incapacidade (SI), sendo a média percentual do grupo de $0,57 \pm 1,5$. No GL, 66,6% (n=4) foram classificados com incapacidade mínima (IMI) e 33,4% (n=2) com incapacidade moderada (IMO), sendo a média percentual deste grupo de $17,4 \pm 9,1$ e considerada moderada.

Os resultados da ANOVA para o efeito principal da intensidade do deslocamento e suas interações, bom como o tamanho do efeito, estão na Tabela 4B. Não houve significância estatística em nenhuma das variáveis para o efeito principal de grupo.

TABELA 4B: Resultado da ANOVA para as variáveis espaço temporais apresentado-se: a verificação da esfericidade (teste de Mauchly); o efeito principal da intensidade de deslocamento e suas interações com o grupo e com o nível de incapacidade; o tamanho do efeito; os pós testes, quando pertinentes.

Variável	<u>Mauchly</u>	Efeito principal e pós testes da Intensidade	Interação Intensidade*Incapacidade	Interação Intensidade * grupo
Duty D	p =0,665	F(2,20)=4,278; p=0,028* Tamanho do efeito= 0,41 AbXAc p=0,001* AbXVp p=0,002* AcXVp p=0,133	F(2,20)=0,369; p=0,696 Tamanho do efeito= 0,13	F(2,20)=0,692; p=0,512 Tamanho do efeito= 0,18
Duty E	p =0,468	F(2,20)=3,549; p=0,048* Tamanho do efeito= 0,38 AbXAc p<0,001* AbXVp p=0,001* AcXVp p=0,481	F(2,20)=0,591; p=0,563 Tamanho do efeito= 0,16	F(2,20)=1,197; p=0,323 Tamanho do efeito= 0,23
Npass	p =0,064	F(2,20)=23,588; p<0,001* Tamanho do efeito= 0,73 AbXAc p<0,001* AbXVp p=0,013* AcXVp p<0,001*	F(2,20)=1,726; p=0,204 Tamanho do efeito= 0,28	F(2,20)=2,074; p=0,152 Tamanho do efeito= 0,30
Tpass	p =0,020	F(1,264, 12,643)=3,006; p=0,072 Tamanho do efeito= 0,43	F(1,264, 12,643)=2,485; p=0,136 Tamanho do efeito= 0,40	F(1,264, 12,643)=1,512; p=0,249 Tamanho do efeito= 0,32
FP	p =0,181	F(2,20)=4,557; p=0,023* Tamanho do efeito= 0,43 AbXAc p<0,001* AbXVp p=0,001* AcXVp p=0,005*	F(2,20)=2,222; p=0,134 Tamanho do efeito= 0,31	F(2,20)=1,772; p=0,151 Tamanho do efeito= 0,28
Veloc	p =0,055	F(2,20)=6446,763; p<0,001* Tamanho do efeito= 0,99 AbXAc p<0,001* AbXVp p<0,001* AcXVp p<0,001*	F(2,20)=0,692; p=0,512 Tamanho do efeito= 0,18	F(2,20)=0,164; p=0,850 Tamanho do efeito= 0,09
RCN	p=0,111	F(2,20)=2,768; p=0,087 Tamanho do efeito= 0,34	F(2,20)=2,208; p=0,136 Tamanho do efeito= 0,31	F(2,20)=2,053; p=0,155 Tamanho do efeito= 0,30

Legenda: Duty Factor direito (Duty D), Duty Factor esquerdo (Duty E), comprimento da passada normalizada pelo comprimento do membro inferior (Npass), duração da passada (Tpass), frequência da passada (FP), velocidade horizontal (Veloc), razão de caminhada normalizada (RCN). *Significância estatística (p<0,05).

DISCUSSÃO

Os resultados do presente estudo apontam para um efeito principal da intensidade do deslocamento (ID) sobre marcadores espaço temporais da caminhada. Aumentando a força desses achados, os tamanhos desse efeito variaram de moderado a grande para todas as variáveis.

As velocidades médias em cada uma das IDs foram significativamente diferentes entre si (em média 13,2%), sendo que a velocidade média na ID preferida foi menor que na ID acima e maior que na ID abaixo. Tal efeito da ID sobre a velocidade era esperado, já que a determinação da ID baseou-se nas variações de velocidade pré determinada em $0,5 \text{ km.h}^{-1}$ abaixo e acima da velocidade escolhida na intensidade preferida. Pela relação de dependência entre ID e velocidade horizontal, acredita-se então que o intervalo de $0,5 \text{ km.h}^{-1}$ para mais e para menos criou, de fato, contraste nas IDs. A constatação de que as IDs foram diferentes entre si foi essencial para que a hipótese deste estudo fosse defendida, já que esta preconizava a limitação dos lombálgicos adequarem seus parâmetros espaço temporais quando a condição de variação na ID existisse.

O efeito da velocidade sobre os parâmetros da marcha tem sido relatado em outros estudos, sendo a variação da velocidade acompanhada por mudanças nos parâmetros cinemáticos (TAYLOR; EVANS; GOLDIE 2003, STAQUART; DETREMBLEUR; LEJEUNE 2008, DICHARRY 2010). Corroborando, destaca-se que a velocidade da caminhada é o produto do comprimento e da frequência da passada, mas, ao mesmo tempo, esses parâmetros também são determinados pela velocidade horizontal, e isso é reflexo da complexa interação entre parâmetros mecânicos, demanda da tarefa e controle motor (OSAKI et al. 2008). Isso significa que as mudanças nos parâmetros espaço temporais observadas no presente estudo, pela influência da ID, encontram respaldo na literatura técnico científica.

Fihl e Moeslund (2009) mostraram valores percentuais da duração da passada na qual cada pé permanece na fase de apoio (*Duty Factor*), durante a caminhada, similares aos encontrados no presente estudo, sendo entre 60 e 70%. Como a duração da fase de apoio tende a diminuir com o aumento da velocidade (STAQUART; DETREMBLEUR; LEJEUNE 2008), esperava-se que o *Duty Factor* fosse influenciado pela variação na velocidade provocada pelas mudanças na intensidade do deslocamento. Contudo essas diferenças foram observadas apenas nas comparações entre as velocidades mais baixas em relação às outras.

Como o efeito da ID modificou de forma similar tanto o *Duty Factor* do pé direito quanto o do pé esquerdo, e não houve efeito do grupo, sugere-se que, em ambos os grupos, os tempos em que cada pé permaneceu no chão foram semelhantes sugerindo simetria. Segundo Lythgo, Wilson e Galea (2009), a simetria da marcha é uma característica normal em crianças e adultos saudáveis, mas pode não ser em condições patológicas.

No presente estudo, a frequência de passada (FP) e o comprimento da passada (Cpass) apresentaram comportamento linear como demonstrado em outros estudos, nos quais o aumento desses parâmetros, em sujeitos saudáveis, explica o acréscimo da velocidade de deslocamento (DANION et al. 2003, SHEMMELL et al. 2007, THOMAS; VITO; MACALUSO 2007, BRUIJN et al. 2008, LATT et al. 2008, LYTHGO; WILSON; GALEA 2011). Como a escolha da relação entre Cpass e FP tende a ser espontânea nas velocidades auto selecionadas, mesmo que em diferentes intensidades de deslocamento (DANION et al. 2003), a razão de caminhada (RC) é considerada como um índice do padrão de caminhada o qual é independente da velocidade. Desta forma, uma RC constante em diferentes velocidades revela um padrão normal de caminhada (THOMAS; VITO; MACALUSO 2007). Como a RC do presente estudo, nos dois grupos, não mostrou diferenças estatísticas entre as três IDs e nem houve efeito do grupo, concluí-se que todos os sujeitos do estudo foram hábeis o suficiente para adequar seus parâmetros cinemáticos à demanda de cada tarefa.

A caminhada é um gesto automatizado, rítmico e cíclico, que envolve uma complexa estrutura de controle, governada pelo sistema nervoso central (SNC). O automatismo e o ritmo da caminhada garante a reprodução de movimentos coordenados e padronizados. Porém é aceitável que flutuações do movimento, passada a passada, ocorram. Tais flutuações são reconhecidas como uma variabilidade inerente ao caminhar que, em última análise, refletem a estabilidade do sistema (HEIDERSCHEIT 2000, HAUSDORFF 2007, SHEMMELL et al. 2007, BEAUCHET et al. 2009). A variabilidade, representada pelo coeficiente de variação, por sua vez, traz informações adicionais sobre o comportamento da marcha em relação aos valores de médias das variáveis cinemáticas, e tende a ser baixa em caminhadas consideradas estáveis, sendo preconizados valores percentuais de normalidade para o coeficiente de variação menor que três entre adultos jovens. Em complemento, a variabilidade tende a ser maior nas baixas velocidades e, ao contrário, menor nas velocidades mais altas (HEIDERSCHEIT 2000, BEAUCHET et al. 2009).

Observa-se, pelos resultados do presente estudo, que os sujeitos de ambos os grupos tiveram coeficientes de variabilidade, para todas as variáveis estudadas, menores que três. Os

baixos coeficientes de variabilidade podem, em parte, justificar a ausência do efeito de grupo, pois demonstram que todos os voluntários, independente de grupo, desempenharam a marcha com boa estabilidade.

Nota-se que um voluntário do grupo controle foi classificado como incapacidade mínima. Fairbank e Pysent (2000), que avaliaram todas as versões do Índice de Incapacidade de Oswestry (IIO) e seus métodos de validação, também compararam os escores médios entre diferentes grupos populacionais e apresentaram dados para população normal (n=461, provenientes de seis estudos, e escore médio de 10,19%). Um estudo avaliou uma amostra de japoneses e distribuiu os sujeitos em três grupos: sem dor lombar; com dor lombar, mas sem incapacidade; com dor lombar e com incapacidade. Esses autores objetivaram criar dados normativos de escores para o IIO que separam os sujeitos com e sem incapacidade após ajustes para distribuição da idade. Eles encontraram valor um pouco menor que o proposto por Fairbank e Pysent (2000), sendo este valor de 8,73% (TONOSU et al. 2012). Sugere-se, então, que mesmo indivíduos sem queixas dolorosas na coluna podem apresentar algum grau de incapacidade, mas sem relevância clínica. Essa voluntária do GC, na questão cinco relacionada ao ato de sentar, marcou a segunda alternativa (“consigo sentar em uma cadeira confortável durante o tempo que quiser”), enquanto que todos os outros voluntários deste grupo optaram pela primeira alternativa (“consigo sentar em qualquer cadeira durante o tempo que quiser”).

Outro registro que merece destaque e que, possivelmente, justifique a ausência do efeito do grupo é que todos voluntários, considerando ambos os grupos, marcaram, na questão do IIO referente à “caminhada”, que a dor não os impedia de caminhar qualquer distância. O item com maior número de registros negativos foi o referente ao “sentar” seguido do item “levantar objetos”. Isso sugere que apesar do GL ter apresentado média de incapacidade classificada como moderada, essa incapacidade não era percebida na caminhada. Talvez porque ela de fato não tivesse nenhuma alteração.

Muito embora se tenha observado um efeito esperado da ID, a ausência de efeito de grupo e da interação com o nível de incapacidade auto-relatada não é compartilhada por outros estudos que investigaram a marcha entre sujeitos com dor lombar crônica e encontraram déficits nos parâmetros cinéticos e cinemáticos da caminhada em relação aos voluntários saudáveis (SELLES et al. 2001, LAMOTH et al. 2006, VAN DER HOORN et al. 2012).

Vários são os motivos para se acreditar que a síndrome dolorosa crônica lombar possa comprometer as variáveis cinemáticas da marcha. A restauração da estabilidade do tronco durante atividades dinâmicas tem recebido grande destaque nos protocolos de reabilitação para dor lombar crônica (HODGES 2003). Cada vez mais tem se reconhecido a dependência da qualidade dos movimentos dos segmentos apendiculares em relação à estabilidade do tronco (HODGES 2003, ZAZULAK et al. 2007, MYER et al. 2008, JO et al. 2011). A dor lombar crônica diminui a estabilidade do tronco por comprometimento das estruturas passivas e ativas responsáveis por essa estabilidade, com destaque para diminuição da atividade eletromiográfica do eretor espinal lombar e do reto abdominal durante todos os períodos da passada (VAN DER HULST et al. 2010). Jo e colaboradores (2011) observaram menor estabilidade postural durante apoio unipodal em lombálgicos crônicos em relação ao grupo sem dor. Talvez a característica biomecânica da marcha mais citada entre os sujeitos com dor lombar crônica seja a inabilidade em manter a coordenação tóraco-pélvica frente aos progressivos aumentos na velocidade horizontal (SELLES et al. 2001, LAMOTH et al. 2002, LAMOTH et al. 2006, HUANG et al. 2011, VAN DER HOORN et al. 2012).

Newl e Van Der Laan (2010) observaram que voluntários com dor lombar crônica caminharam com menores valores médios de velocidade e comprimentos de passada que seus pares saudáveis, porém sem significância estatística. Contudo, quando esses autores avaliaram as características da marcha desses mesmos sujeitos por índices de análise fractal, que considera toda a série temporal da variabilidade, encontrou-se diferenças significativas, com os piores índices entre os lombálgicos.

Uma limitação do presente estudo foi a utilização de valores médios para expressar as variáveis cinemáticas. Os valores médios, embora utilizados em outros estudos, podem não contabilizar as flutuações passada a passada que refletem a capacidade do controle motor de adequar, momento a momento, as condições da marcha para garantir que esta seja harmônica e funcional. Há quem considere que a quantificação da variabilidade pelo coeficiente de variação, que leva em conta cada passada como um evento independente, é pouco sensível para perceber adequadamente essas oscilações, por não considerar a retroalimentação no controle motor da caminhada (MEARDON; HAMILL; DERRICK 2011, TERRIER; DÉRIAZ 2011). Passadas consecutivas não são independentes umas das outras, mas flutuam de forma complexa e exibem autocorrelações temporais não lineares que podem durar centenas de passadas consecutivas. Por isso, tratamentos matemáticos mais robustos foram, mais recentemente, propostos para tais análises (HAUSDORFF 2007, BOLLENS et al. 2012).

Assim, sugere-se que a não observação do efeito de grupo e da interação com o nível de incapacidade possa ser consequência das características da marcha dos lombálgicos que compuseram a amostra estudada, as quais não se assemelham às de outros grupos amostrais de lombálgicos, e da limitação em trazer para análise as sutilezas das adequações motoras que ocorrem durante a caminhada.

Ao contrário do que preconizava a hipótese deste estudo, a lombalgia crônica não teve efeito sobre os parâmetros cinemáticos da caminhada, apesar deste resultado contrariar achados de outros estudos. Acredita-se que a natureza multidimensional desta síndrome contribua para esses resultados conflituosos e, conseqüentemente, torna-se imperioso mais esforços para sanar as indagações sobre essa síndrome dolorosa tão onerosa quanto incapacitante.

CONCLUSÕES

A dor lombar crônica de caráter inespecífico não teve efeito sobre os parâmetros da caminhada, contudo a intensidade do deslocamento gerou mudanças nos parâmetros espaço temporais da caminhada.

REFERÊNCIAS

BEAUCHET, O.; et al. Walking speed-related changes in stride time variability: effects of decreased speed. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 6, 2009. Doi: 10.1186/1743-0003-6-32. Disponível em: <<http://www.jneuroengerehab.com/content/6/1/32>>. Acesso em 01 de set 2012.

BELDA-LOIS, J. M.; et al. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 8, 2011. Disponível em: <<http://www.jneuroengerehab.com/content/8/1/66>>. Acesso em 25 de ago 2012.

BOLLENS, B.; et al. Does human gait exhibit comparable and reproducible long-range autocorrelations on level ground and on treadmill? **Gait Posture**, v. 32, p. 369-373, 2010.

BRUIJN, S. M.; et al. Coordination of leg swing, thorax rotations, and pelvis rotations during gait: the organizations of total body angular momentum. **Gait Posture**, v. 27, p. 455-462, 2008.

BUCKALEW, N.; et al. Differences in brain structure and function in older adults with self reported disabling and non-disabling chronic low back pain. **Pain Medicine**, v. 11, n. 8, p. 1183-1197, 2010.

CARRAGE, E. J.; HANNIBAL, M. Diagnostic evaluation of low back pain. **Orthopaedic Physical Therapy Clinics of North America**, v. 35, p. 7-16, 2004.

CHOU, R.; et al. Diagnosis and treatment of low back pain: a joint clinical practice guideline from the American College of Physicians and the American Pain Society. **Annals of Internal Medicine**, v. 147, p. 478-491, 2007.

DANKAERTS, W.; et al. The inter-examiner reliability of a classification method for non-specific chronic low back pain patients with motor control impairment. **Manual Therapy**, v. 11, p. 28-39, 2006.

DANION, F.; et al. Stride variability in human gait: the effect of stride frequency and stride length. **Gait Posture**, v. 18, p. 69-77, 2003.

DICHARY, J. Kinematics and kinetics of gait: from lab to clinic. **Clinics in Sports Medicine**, v. 29, p. 347-364, 2010.

DINGWELL, J. B.; MARIN, L. C. Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. **Journal of Biomechanics**, v. 39, p. 444-452, 2006.

EHRlich, G. E. Low back pain. **Bulletin of the World Health Organization**, v. 81, n. 9, p. 671-676, 2003.

ELBAZ, A.; et al. A novel biomechanical device improves gait pattern in patient with chronic nonspecific low back pain. **Spine**, v. 34, n. 15, p. E507-E512, 2009.

FAIRBANK, J. C. T.; PYSSENT, P. B. The Oswestry Disability Index. **Spine**, v. 25, n. 22, p. 2940-2953, 2000.

FIELD A. **Descobrimdo a estatística usando o SPSS**. Porto Alegre: Artmed, 2ed, 2009. 688p.

FIHL, P.; MOESLUND, T. B. Invariant gait continuum based of the duty-factor. **SIViP** v. 3, n. 4, p. 391-402, 2009. Doi 10.1007/S11760-008-0089-9.

GRAHAM, J. E. G.; et al. Assessing walking speed in clinical research: a systematic review. **Journal of Evaluation in Clinical Practice**, v. 14, n. 4, p. 552-562, 2008.

HAUSDORFF, J. M. Gait dynamics, fractals and falls: finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking. **Human Movement Science**, v. 26, n. 4, p. 55-589, 2007.

HEIDERSCHEIT, B. C. Movement variability as a clinical measure for locomotion. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 16, p. 419-427, 2000.

HENDRICK, P.; et al. The effectiveness of walking as an intervention for low back pain: a systematic review. **European Spine Journal**, v. 19, p.1613-1620, 2010.

HERGENROEDER, A. L.; et al. Association of body mass index with self report and performance based measures of balance and mobility. **Physical Therapy**, v. 91, n. 8, p. 1223-1234, 2011.

HODGES, P. W. Core stability exercise in chronic low back pain. **Orthopaedic Physical Therapy Clinics of North America**, v. 34, p. 245-254, 2003.

HUANG, Y. P.; et al. Gait adaptations in low back pain patients with lumbar disc herniation: trunk coordination and arm swing. **European Spine Journal**, v. 20, n. 3, p. 491-499, 2011.

JACOBS, J.; HENRY, S. M.; NAGLE, K. J. Low back pain associates with altered activity of the cerebral cortex prior to arm movements that require postural adjustment. **Clinical Neurophysiology**, v. 12, n. 3, 2010. Doi: 10.1016/j.clinph.2009.11.076.

JO, H. J.; et al. A kinematic analysis of relative stability of the lower extremities between subjects with and without chronic low back pain. **European Spine Journal**, v. 20, p. 1297-1303, 2011.

KOES, B. W.; et al. An updated overview of clinical guidelines for the management of non-specific low back pain in primary care. **European Spine Journal**, v. 19, n. 12, p. 2075-2094, 2010.

KRISMER, M.; Van TULDER, M. Low back pain (non-specific). **Best Practice and Research Clinical Rheumatology**, v. 21, n. 1, p. 77-91, 2007.

KUSTERS, D.; VOLLENBROEK-HUTTEN, M. M.; HERMENS, H. J. Motor performance in chronic low back pain: is there an influence of pain-related cognitions? A pilot study. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 12, n. 211, 2011. Doi: 10.1186/1471-2474-12-211. Disponível em: <<http://www.biomedcentral.com/1471-2474/12/211>>. Acesso em: 15 ago 2012.

LAMOTH, C. J. C.; et al. How do persons with chronic low back pain speed up and slow down? Trunk-pelvis coordination and lumbar erector spinae activity during gait. **Gait Posture**, v. 23, p. 230-239, 2006.

LAMOTH, C. J. C. ; et al. Pélvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. **Spine**, v. 27, p. E92-E99, 2002.

LAAT, K. F.; et al. Loss of white matter integrity is associated with gait disorders in cerebral small vessel disease. **Brain**, v. 134, p. 73-83, 2011.

LATT, M. D.; et al. Walking speed, cadence and step length are selected to optimize the stability of head and pelvis accelerations. **Experimental Brain Research**, v. 184, p. 201-209, 2008.

LIN, C. C.; et al. Relationship between physical activity and disability in low back pain: a systematic review and meta-analysis. **Pain**, v. 152, p. 607-613, 2011.

LYTHGO, N.; WILSON, C.; GALEA, M. Basic gait and symmetry measures for primary school aged children and young adults whilst walking barefoot and with shoes. **Gait Posture**, v. 30, n. 4, p. 502-506, 2009.

LYTHGO, N.; WILSON, C.; GALEA, M. Basic gait and symmetry measures for primary school-aged children and young adults. II: walking at slow, free and fast speed. **Gait Posture**, v. 33, n. 1, p. 29-35, 2011.

MEARDON, S. A.; HAMILL, J.; DERRICK, T. R. Running injury and stride time variability over a prolonged run. **Gait Posture**, v. 33, p. 36-40, 2011.

MOTL, R. W.; et al. Accelerometry and association with objective markers of walking limitations in ambulatory adults with multiple sclerosis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 9, n. 12, p. 1942-1947, 2010.

MYER, G. D, et al. Trunk and hip control neuromuscular training for the prevention of knee joint injury. **Clinics in Sports Medicine**, v. 27, p. 425-448, 2008.

NEGRINI, S.; et al. Low back pain: state of art. **European Journal of Pain**, v. 2, p. 52-56, 2008.

NEWELL, D.; VAN DER LAAN, M. Measures of complexity during walking in chronic non-specific low back pain patients. **Clinical Chiropractic**, v. 13, p. 8-14, 2010.

O'SULLIVAN, P. Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. **Manual Therapy**, v. 10, p. 242-255, 2005.

OSAKI, Y.; et al. Relative contribution of walking velocity and stepping frequency to the neural control of locomotion. **Experimental Brain Research**, v. 185, p. 121-135, 2008.

PARÓCZAI, R.; KOCSIS, L. Analysis of human walking and running parameters as a function of speed. **Technology and Health Care**, v. 14, p. 251-260, 2006.

RACIC, V.; PAVIC, A.; BROWNJOHN, J. M. W. Experimental identification and analytical modeling of human walking forces: literature review. **Journal of Sound and Vibration**, v. 326, p. 1-49, 2009.

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

SELLES, R. W.; et al. Disorders in trunk rotation during walking in patients with low back pain: a dynamical systems approach. **Clinical Biomechanics**, v. 16, p. 175-181, 2001.

SHAMBROAK, J.; et al. Clinical presentation of low back pain and association with risk factors according to findings on magnetic resonance imaging. **Pain**, v. 152, n. 7, p. 1659-1665, 2011.

SIBLEY, K. M.; et al. Effects of extended effortful activity on spatio-temporal parameters of gait in individuals with stroke. **Gait Posture**, v. 27, p. 387-392, 2008.

SCHIMPL, M.; et al. Association between walking speed and age in healthy, free-living individuals using mobile accelerometry – a cross sectional study. **PloS One**, v. 6, n. 8, 2011. Doi: 10.1371/journal.pone.0023299.

SHEMPELL, J.; et al. Control of interjoint coordination during the swing phase of normal gait at different speeds. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 4, 2007. Doi:

10.1186/1743-0003-4-10. Disponível em: <<http://www.jneuroengerehab.com/content/4/1/10>>. Acesso em: 07 ago 2012.

SIMMONDS, M, J.; et al. The influence of pain distribution on walking velocity and horizontal ground reaction forces in patients with low back pain. **Pain Research and Treatment**, 2012. Doi: 10.1155/2012/214980.

SMEETS, R. J.; Van GEEL, K. D.; VERBUNT, J. A. Is the fear avoidance model associated with the reduced level of aerobic fitness in patients with chronic low back pain? **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 90, p. 109-117, 2009.

STAQUART, G.; DETREMBLEUR, C.; LEJEUNE, T. Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyography and energetic reference values during treadmill walking. **Clinical Neurophysiology**, v. 38, p. 105-116, 2008.

TALYLOR, N. F.; EVANS, O. M.; GOLDIE, P. A. The effect of walking faster on people with acute low back pain. **European Spine Journal**, v. 12, p.166-172, 2003.

TERRIER, P.; DÉRIAZ, O. Kinematic variability, fractal dynamics and local dynamic stability of treadmill walking. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 8, 2011. Disponível em <<http://www.jneuroengerehab.com/content/4/1/10>>. Acesso em: 01 set 2012.

THOMAS, E. E.; VITO, G. D.; MACALUSO, A. Physiological costs and temporo-spatial parameters of walking on a treadmill vary with body weight unloading and speed in both healthy Young and older women. **European Journal of Applied Physiology**, v. 100, p. 293-299, 2007.

TONOSU, J.; et al. The normative score and the cut-off value of the Oswestry Disability Index (ODI). **European Spine Journal**, v. 21, p. 1596-1602, 2012.

UMBERGER, B. R.; MARTIN, P. E. Mechanical Power and efficiency of level walking with different strides rates. **The Journal of Experimental Biology**, v. 210, p. 3255-3265, 2007.

VAN DER HOORN, W.; et al. Mechanical coupling between transverse plane pelvis and thorax rotations during gait is higher in people with low back pain. **Journal of Biomechanics**, v. 45, p. 342-347, 2012.

VAN DER HULST, M.; et al. Lumbar and abdominal muscle activity during walking in subjects with chronic low back pain: support of the “guarding” hypothesis? **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, p.31-38, 2010.

VIGATTO, R.; ALEXANDRE, N. M. C.; CORREA FILHO, H.R. Development of a Brazilian Portuguese Version of the Oswestry Disability Index. **Spine**, v. 32, n. 4, p. 481-486, 2007.

WALSH, D. A.; et al. Performance problems of patients with chronic low back pain and the measurement of patient-centered outcome. **Spine**, v. 29, n. 1, p. 87-93, 2004.

WELCH, E. Low back pain. **InnovAiT**, v. 5, n. 1, p. 13–21, 2012.

WOOD, P. B. Variations in brain gray matter associated with chronic pain. **Current Rheumatology Reports**, v. 12, p. 462-469, 2010.

ZAZULAK, B. T, et al. The effects of core proprioception on knee injury: a prospective biomechanical-epidemiological study. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 35, n. 3, p. 368-373, 2007.

ZENI, J. R, J. A.; HIGGINSON, J. S. Gait parameters and stride-to-stride variability during familiarization to walking on a split-belt treadmill. **Clinical Biomechanics**, v. 25, p. 383-386, 2010.

ARTIGO C

INFLUÊNCIA DA DOR LOMBAR CRÔNICA INESPECÍFICA NA ECONOMIA DA CAMINHADA: ESTUDO OBSERVACIONAL

RESUMO:

Introdução: A economia de caminhada recebe pouca atenção na síndrome lombar crônica.

Objetivo: Verificar o efeito da dor lombar crônica (DLC) e da intensidade do deslocamento (ID) sobre o número de Froude (NF), sobre a potência metabólica (PotM) e sobre o custo de transporte (CT). **Métodos:** Amostra composta por voluntários com DLC inespecífica (GL/n=6) e indivíduos saudáveis (GC/n=7). Determinou-se a velocidade horizontal preferida em protocolo de esteira rolante e a bateria de teste foi dividida em três blocos de acordo com a ID: preferida (VP); 0,5km.h⁻¹ abaixo (AB) e acima (AC) da preferida. Em cada bloco os voluntários caminharam cinco minutos enquanto o consumo de oxigênio (VO₂) foi mensurado. Antes, contudo, mensurou-se o VO₂ na posição ortostática (VO₂ortostático). Calculou-se a PotM líquida como o VO₂ do teste subtraído o VO₂ortostático e o CT considerando a quantidade de oxigênio consumida por grama de substrato. Para o cálculo do NF, considerou-se a velocidade, a aceleração da gravidade e o comprimento do membro inferior.

Resultados: A PotM líquida na ID AB, em ambos os grupos, foi significativamente mais baixa do que as demais. O CT foi menor na ID AB, em relação às demais, apenas no GL. O NF, em ambos os grupos, sofreu influência da ID sendo que todas elas foram diferentes estatisticamente umas das outras. **Conclusão:** A ID influenciou a PotM e o NF em ambos os grupos e o CT apenas no GL sugerindo, neste grupo, maior economia nas baixas velocidades. A DLC não teve efeito sobre as variáveis.

Palavras-chave: Dor lombar; locomoção humana; caminhada

ABSTRACT:

Introduction: Walking economy receives little attention in chronic low back syndrome.

Objective: To investigate the effect of chronic low back pain (CLBP) and the intensity of displacement (ID) on the Froude number (FN) on the metabolic power (MPow) and the cost of transport (CT). **Methods:** A sample of volunteers with CLBP nonspecific (GL/n=6) and healthy subjects (GC/n=7). It was determined the preferred horizontal speed in treadmill protocol test and the battery of tests was divided into three blocks according to the ID: preferred (VP), 0.5km.h⁻¹ below (LOW) and above (UP) of the preferred. In each block the volunteers walked five minutes while oxygen consumption (VO₂) was measured. Before, however, the VO₂ was measured in the standing position (VO₂standing). To calculate the net MPow as the VO₂ of test subtracting the VO₂standing and CT considering the amount of oxygen consumed per gram of substrate. To calculate the NF, it was considered the speed, the acceleration of gravity and the length of the lower limb. **Results:** The Net MPow in ID LOW, in both groups, was significantly lower than the others ID. The CT was lower in ID LOW, in relation to others, only the GL. NF in both groups was influenced by ID all of which were statistically different from each other. **Conclusion:** The influence PotM ID influenced MPow and NC on both groups and CT only in GL, suggesting for this group, the largest economy is in low speeds. The DLC had no effect on the variables.

Key-words: Low back pain; human locomotion; walking

INTRODUÇÃO

Um importante marcador da evolução humana foi a adoção da locomoção sobre duas pernas como forma exclusiva de marcha, sendo a economia de energia neste tipo de locomoção um dos principais motivos para a fixação do bipedalismo (SKOYLES 2006, PONTZER; RAICHLEN; SOCKOL 2009, LE HUEC et al. 2011). Locomover-se em bipedalismo, entretanto, nem sempre pode ser considerada tarefa fácil. O tronco, essencialmente instável por sua característica multiarticular, mantém-se estável pela ação muscular que constantemente modifica-se para garantir a postura necessária aos movimentos (WILLIGENBURG; KINGMA; VAN DIEEN 2010). Por isso, a capacidade de locomoção depende de uma complexa interação de padrões de movimentos coordenados do quadril, pelve e coluna lombar que, quando harmônicos, determinam o padrão biomecânico normal da marcha (SKOYLES 2006, FRANZ et al. 2009).

Tanto os humanos quanto os animais tendem a se locomover dentro de padrões de marcha, a exemplo da frequência e comprimento da passada e da velocidade horizontal, escolhidos livremente como forma preferida de locomoção e tal escolha repercute na economia da marcha, pois minimiza o custo metabólico (DONELAN; KRAM; KUO 2001). Desviar-se desses padrões preferidos aumenta o custo energético da locomoção. Sendo a caminhada a modalidade de marcha mais realizada pelos humanos, avaliar sua qualidade, tanto pelos seus aspectos biomecânicos quanto energéticos, tem se mostrado relevante (DONELAN; KRAM; KUO 2001, GIDER; MATJACIC; BAJD 2005, KRAMER; SYLVESTER 2011).

O custo de transporte é uma medida de economia da locomoção e representa a quantidade de energia metabólica consumida para mover um quilograma de massa corporal por unidade de distância, sendo expresso em $J.kg^{-1}.m^{-1}$ (SAIBENE; MINETTI 2003; CUNNING et al. 2010) e fornece uma informação metabólica da qualidade da marcha.

A velocidade ótima da caminhada tem sido definida em alguns estudos como aquela na qual, simultaneamente, há otimização da contribuição dos parâmetros mecânicos, característicos deste tipo de marcha, e menor custo metabólico (LEURS et al. 2011). Baseado nas teorias da similaridade dinâmica, é frequente o uso do número de Froude (NF) como ferramenta nas comparações do consumo metabólico entre pessoas com diferentes tamanhos se locomovendo na mesma condição de gravidade. Conceitualmente o NF foi desenvolvido para permitir simulações no campo da engenharias, mas foi adaptado para o campo das

ciências biológicas. Na sua formulação, esse modelo leva em conta a velocidade de deslocamento, a aceleração da gravidade e o comprimento do membro inferior o qual mantém uma estreita relação com os parâmetros mecânicos (SAIBENE; MINETTI 2003). Preconiza-se então que, embora em valores absolutos os registros das velocidades consideradas ótimas possam ser diferentes entre os indivíduos, quando normalizados pelo NF, o valor dessa medida, que é adimensional, fica frequentemente em torno de 0,25 (SAIBENE; MINETTI 2003, LEURS et al. 2011). Por isso espera-se que, nesta magnitude do NF, o custo de transporte seja menor.

Como a integridade das características da caminhada que contribuem para que esta seja econômica pode ser deteriorada frente a condições patológicas e de prejuízo da mobilidade (WATERS; MULROY 1999; CHRISTIANSEN et al. 2009, MAHAUDENS et al. 2009, WERT et al. 2010), torna-se importante, especialmente para os profissionais da reabilitação, conhecer quão extenso é o impacto de determinada doença sobre a economia da marcha.

Muito embora a dor lombar tenha alta prevalência e não seja uma enfermidade em si, mas uma condição sindrômica (EHRLICH 2003, WELCH 2012), a economia da caminhada nos lombálgios tem recebido precária atenção e, ao menos na abrangência da revisão feita para este estudo, acredita-se que este seja o primeiro a avaliar especificamente o custo de transporte de lombálgicos crônicos.

A partir das conclusões de pesquisas com enfoque biomecânico pode-se suspeitar que exista comprometimento da qualidade metabólica da caminhada nesta população como consequência dos prejuízos no padrão de marcha (LAMOTH et al. 2002, LAMOTH et al. 2006, BRUMAGNE et al. 2008a, BRUMAGNE et al. 2008b). Por outro lado, a correlação entre a capacidade de produção de energia e os múltiplos fatores, denominados biopsicossociais, envolvidos na etiologia da dor lombar são frequentemente contraditórios. Ainda há dúvidas se, de fato, a manutenção prolongada do quadro álgico lombar provoca perda do condicionamento físico e comprometimento das atividades funcionais (WHICH et al. 2000, AL OBAID et al. 2003, SMEETS et al. 2006, SMEETS; VAN GEEL; VERBUNT 2009, HUIJNEN et al. 2010; HENEWEER et al. 2011).

Os objetivos deste estudo foram: a) verificar o efeito da dor lombar crônica sobre o número de Froude, sobre a potência metabólica e sobre o custo de transporte; b) verificar o efeito da intensidade do deslocamento sobre essas mesmas variáveis; c) determinar o comportamento da potência metabólica e do custo de transporte em função da velocidade

horizontal e do número de Froude. Consequentemente, testou-se as hipóteses de que: a) há prejuízo na economia da caminhada de sujeitos com dor lombar crônica de etiologia inespecífica; b) as variações na intensidade do deslocamento influenciam a economia da caminhada.

MÉTODOS

Este estudo teve aprovação do Comitê de Ética em Pesquisas em Seres Humanos da Universidade Estadual do Oeste do Paraná (UNIOESTE) sob o parecer 1433/2011 e foi classificado como observacional do tipo *ex-post-facto*, descritivo-exploratório, transversal. Todos os voluntários deste estudo assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Por não se conhecer os desvios-padrão dos lombálgicos para o custo de transporte, o cálculo amostral foi feito a partir de dados estimados provenientes de outro estudo sobre marcha patológica (WATERS; MULROY 1999). Após o cálculo amostral (WinPepi versão 11.18; poder = 80%; nível de significância 5%; SD grupo controle = 0,4; SD grupo lombalgia = 0,6; diferença a ser detectada = 0,8; n=8 para cada grupo), voluntários com dor lombar crônica inespecífica, de ambos os sexos, com idade entre 25 a 59 anos, provenientes do Centro de Reabilitação Física da UNIOESTE, foram recrutados de forma intencional e não probabilística para compor o grupo lombalgia (GL). O grupo controle (GC) foi composto por sujeitos sem distúrbios sistêmicos ou musculoesqueléticos, crônicos ou agudos, nos membros inferiores e/ou coluna vertebral e foram pareados por idade, peso e estatura em relação ao GL. Os voluntários, de ambos os grupos, não deveriam ser fumantes ou ex-fumantes por um período menor que cinco anos; não praticar exercícios físicos de forma sistematizada e rotineira, duas ou mais vezes por semana por pelo menos 30 minutos; e não apresentar diferenças no comprimento dos membros inferiores e/ou desalinhamentos posturais visivelmente notórios.

Em virtude da reconhecida dificuldade de se identificar a causa primária da dor lombar, os critérios de inclusão para composição do GL seguiram as recomendações de artigos, originais ou de revisão que abordaram quanto ao diagnóstico e tratamento da dor lombar, cujo principal norteador foi a busca por sinais e sintomas presentes na anamnese e exame físico que pudessem sugerir causa específica para a dor lombar (denominados de bandeiras vermelhas) e que, quando encontrados, descaracterizam o quadro de dor lombar crônica inespecífica (LAMOTH et al. 2002, CHOU et al. 2007, KRISMER; VAN TULDER

2007, NEGRINI et al. 2008; KOES et al. 2010). Assim, os voluntários deveriam relatar dor lombar persistente há mais de três meses, sem irradiação para os membros inferiores, cujas características clínicas e físicas fossem compatíveis com as diretrizes de avaliação e tratamento propostas pelo *American College of Physicians* e pelo *American Pain Society* (CHOU et al. 2007), na categoria 1 (lombalgia inespecífica). Os critérios de não inclusão e exclusão deste grupo foram: dor lombar cujo histórico clínico sugerisse etiologia específica (CHOU et al. 2007); lesões osteomusculares em outras articulações e doenças neurológicas; história de cirurgia na coluna, gravidez e doenças cardiovasculares ou pulmonares que contra indicassem ou limitassem a caminhada acima da velocidade auto selecionada; aumento importante da dor durante os testes, tornando a caminhada atividade intolerante pela percepção do voluntário; índice de massa corporal (IMC) maior que 30,0.

Após esclarecimento dos procedimentos e objetivos da pesquisa, os voluntários foram submetidos à avaliação clínica de triagem para identificação de possíveis fatores de não inclusão, coleta da história e dos dados antropométricos. O IMC foi determinado pela razão entre a massa corporal e a estatura, em metros, elevada ao quadrado (kg.m^{-2}) e adotou-se os seguintes escores baseado no IMC: abaixo do peso ($<18,5$); peso ideal ($18,5-24,9$); sobrepeso ($25-29,9$); obeso classe I ($30-34,9$); obeso classe II ($35-39,9$); obeso classe III (≥ 40) (HERGENROEDER et al. 2011). O comprimento do membro inferior (L_{MI}), em metros, foi obtido pela mensuração do trocânter maior até o chão passando pelo maléolo lateral na posição ortostática (ELBAZ et al. 2009). Nesta oportunidade o sujeito passou por um período de familiarização na esteira. Após a familiarização determinou-se a velocidade auto-selecionada preferida (VP).

A determinação da VP na esteira (Embrex 563-R3) se deu da seguinte forma: a) o voluntário foi orientado a escolher a velocidade mais confortável, similar a que usualmente caminha no seu dia a dia e que escolheria para ser mantida durante um longo trajeto; b) a velocidade da esteira foi aumentada progressiva e padronizadamente até 7 km.h^{-1} (ou até a velocidade que o voluntário referisse insegurança para caminhar) e depois reduzida com o mesmo padrão para que o voluntário pudesse escolher sua VP em cada um dos trechos; c) foram anotadas as velocidades preferidas, sinalizadas pelo voluntário, referente a cada um dos dois trechos de variação da velocidade e calculada a média aritmética (DINGUELL; MARIN 2006).

Dos 16 voluntários recrutados excluiu-se um do GC e dois do GL por conta da perda de dados que impediram a utilização dos mesmos. A amostra final foi composta por 13

voluntários (GC/n=7; GL/n=6) e não se encontrou diferenças estatísticas na idade e nas características antropométricas entre os grupos, sendo estas visualizadas na Tabela 1C. Em função da perda amostral, o poder dos testes estatísticos caiu para 70%. A mediana do tempo de cronificação da dor no GL foi de 10 anos, com o menor valor de um ano e o maior valor de 30 anos. Em média, no GL, a intensidade da dor dos últimos dois meses que antecederam a coleta foi de $6,6 \pm 1,0$.

TABELA 1C: Apresentação da estatística descritiva e de comparação intergrupos entre as variáveis de caracterização da amostra.

Variável Comparação intergrupo	Grupo	Estatística Descritiva	
		MD	DP(±)
IDADE (anos) T(11)= -1,266; p=0,232	CONTROLE	37,8	7,2
	LOMBAR	43,5	8,8
L_{MI} (m) T(11)= 0,921; p=0,377	CONTROLE	0,91	0,06
	LOMBAR	0,88	0,05
ESTATURA (cm) T(11)= 1,521; p=0,157	CONTROLE	176,5	8,0
	LOMBAR	170,1	6,9
MASSA CORPORAL (kg) T(11)= 0,199; p=0,846	CONTROLE	76,2	10,6
	LOMBAR	77,6	14,5
IMC (kg.m⁻²) T(11) = -1,096; p=0,297	CONTROLE (peso ideal)	24,4	3,0
	LOMBAR (sobrepeso)	26,7	4,4

Legenda: comprimento do membro inferior (L_{mi}), índice de massa corporal (IMC). Nível de significância = 0,05.

O foco deste estudo envolveu uma condição dinâmica, que foi a caminhada, entre diferentes indivíduos. Condições dinâmicas similares pressupõem similaridades geométricas entre os sujeitos. Se dois sujeitos são proporcionais, então, as razões antropométricas entre esses sujeitos são similares. Sendo assim, as razões entre estatura, massa corporal e o comprimento do membro inferior de um sujeito em relação às do outro devem ser proporcionais (razão de similaridade = RS) (MORETTO; BISIAUX; LAFORTUNE 2007).

Para testar a similaridade geométrica, entre os sujeitos do presente estudo, as razões de similaridade (RS) para as medidas antropométricas de estatura ($estatura_{sujeitoB}/estatura_{sujeitoA}$), massa corporal ($MC_{sujeitoB}/MC_{sujeitoA}$) e comprimento do membro inferior ($L_{MI_{sujeitoB}}/L_{MI_{sujeitoA}}$) foram realizadas para cada par de combinação entre sujeitos, apenas como um cuidado para a interpretação dos resultados, embora não fosse um objetivo do estudo. Cada voluntário do grupo lombar foi comparado com todos os voluntários do grupo controle e, dentro de cada grupo, cada sujeito foi comparado com os demais. Ao todo, foram testados 78 pares de

comparação. Os valores médios de cada razão de similaridade bem como os coeficientes de correlação bivariada foram calculados certificando que os voluntários eram geometricamente similares. Esses dados podem ser visualizados na Tabela 2C.

TABELA 2C: Estatística descritiva para as razões de similaridades (RS) das variáveis antropométricas entre os sujeitos da amostra e as suas correlações.

RS						PAR DE COMBINAÇÃO	CORRELAÇÃO	
L_{MI}		Estatura		MC			R	p
MD	DP(±)	MD	DP(±)	MD	DP(±)	L_{MI} X Estatura	0,903	<0,001
0,99	0,09	0,99	0,06	1,07	0,2	L_{MI} X MC	0,471	<0,001
						Estatura X MC	0,415	<0,001

Legenda: razão de similaridade (RS); comprimento do membro inferior (L_{MI}); massa corporal (MC). Nível de significância = 0,05.

As coletas aconteceram no Laboratório de Pesquisa do Movimento Humano (LAPEMH) da UNIOESTE. Para se mensurar o consumo de oxigênio (VO_2) utilizou-se um analisador de gases modelo VO_{2000} da Inbramed (St. Paul, EUA) conectado a um computador acoplado ao pneumotacógrafo de médio fluxo (10 até 120 $l \cdot min^{-1}$), devidamente calibrado no começo de cada teste por uma bomba com oxigênio (O_2), dióxido de carbônico (CO_2) e válvula para amostragem de micro-partículas integrada ao *software* externo Aerograph. A taxa de amostragem para análise do consumo de oxigênio foi de um ponto a cada 10s.

Inicialmente os sujeitos permaneceram sentados por cerca de cinco minutos, para garantir que os parâmetros hemodinâmicos estivessem nos níveis de repouso. Parâmetros como frequência cardíaca (FC) e pressão arterial (PA) foram mensurados apenas para garantir que os voluntários tinham condições clínicas para caminhar, sendo que, aqueles que apresentaram, no repouso, PA igual ou maior que 150/100 mmHg e/ou FC igual ou maior que 110 bpm, foram excluídos. Ainda, os voluntários foram avisados que caso, durante os testes, na percepção deles, houvesse aumento importante da dor, os mesmos deveriam interromper os testes a qualquer momento sem que isso gerasse qualquer tipo de constrangimento.

Na sequência os voluntários permaneceram na posição ortostática, o mais imóvel possível, durante seis minutos, para a coleta do VO_2 na posição ortostática ($VO_{2ortostática}$).

A bateria de teste foi dividida em três blocos de acordo com a intensidade do esforço. No primeiro bloco cada sujeito caminhou na velocidade preferida (VP) determinada previamente. A ordem dos dois blocos seguintes foi sorteada, de forma que, em um deles, os voluntários caminharam em intensidade mais leve em relação à VP (AB / intensidade 0,5

km.h⁻¹ abaixo da VP) e, no outro, em intensidade mais alta em relação à VP (AC / intensidade 0,5 km.h⁻¹ acima da VP). As médias das velocidades, expressas em m.s⁻¹, nas diferentes intensidades de deslocamento e separadas por grupo, foram: **GC** - AB= 0,94±0,1 / VP= 1,07±0,1 / AC= 1,21±0,1; **GL** - AB= 0,84±0,1 / VP= 0,98±0,1 / AC= 1,12±0,1. As velocidades não foram diferentes entre os grupos: AB/ T(11)= 1,165; p= 0,268, VP/ T(11)= 1,147; p= 0,276, AC/ T(11)= 1,172; p= 0,266.

Em cada bloco, os sujeitos caminharam durante cinco minutos para que pudessem atingir o estado estável entre o consumo e a utilização do oxigênio. Finalizado cada bloco o avaliado permaneceu sentado e no final de cada período de descanso foram aferidas a FC e a PA. O critério para que o novo bloco de teste fosse iniciado foi o retorno do consumo de oxigênio aos níveis de repouso, determinados previamente.

As flutuações nas curvas relativas ao VO₂ tanto do ortostatismo quanto de cada uma das três baterias de teste foram suavizadas por um processamento de janelamento móvel simples com intervalo de 11 dados a cada processamento. Nos três blocos de testes determinou-se o período de maior estado estável do teste a partir das curvas de VO₂ suavizadas (VO_{2teste}).

A potência metabólica líquida dos testes foi determinada subtraindo-se do VO_{2teste}, o VO_{2ortostática}. O custo de transporte foi obtido multiplicando-se o valor correspondente à potência metabólica líquida pela constante de conversão correspondente a quantidade de oxigênio consumida por grama de substrato, que é igual a 20,1, chegando-se a um dado expresso em J.kg⁻¹.min⁻¹; assumindo que o rendimento do consumo de 1mLO₂ no corpo humano oscila entre 19,6J e 21,16J correspondente a variação do coeficiente respiratório (RQ) entre 0,71 e 1,00 (Di PRAMPERO et al. 1986). Na sequência dividiu-se o valor obtido por 60 para que a unidade de minutos fosse transformada para segundos (J.kg⁻¹.s⁻¹) e, então, dividiu-se pela velocidade desempenhada na esteira, em metros por segundo, obtendo-se o custo de transporte na unidade de J.kg⁻¹.m⁻¹.

A normalização da velocidade pelo número de Froude (NF), visando controlar o efeito das diferenças no tamanho entre os sujeitos da amostra, foi obtida pela seguinte equação, segundo Saibene e Minetti (2003): $NF = v^2 \cdot g^{-1} \cdot L_{MI}^{-1}$ (onde v= velocidade horizontal [m.s⁻¹]; g= aceleração da gravidade [9.81m.s⁻²]; L_{MI}= comprimento do membro inferior [m]).

Para o tratamento estatístico utilizou-se o *software* SPSS 15. As comparações intergrupos, que avaliaram o efeito da dor lombar, foram feitas pelo teste t não pareado. Nas comparações intragrupo, que avaliaram o efeito da intensidade do deslocamento, aplicou-se a

ANOVA com medidas repetidas e pós teste de Bonferroni e Eta^2 . A esfericidade foi testada pelo teste de Mauchly e, nos casos em que a esfericidade foi violada, utilizou-se a correção de Greenhouse e Geisser. As determinações dos comportamentos da potência metabólica e do custo de transporte em função da velocidade horizontal e do número de Froude foram feita por regressão linear e polinomial, respectivamente. Adotou-se $\alpha=0,05$.

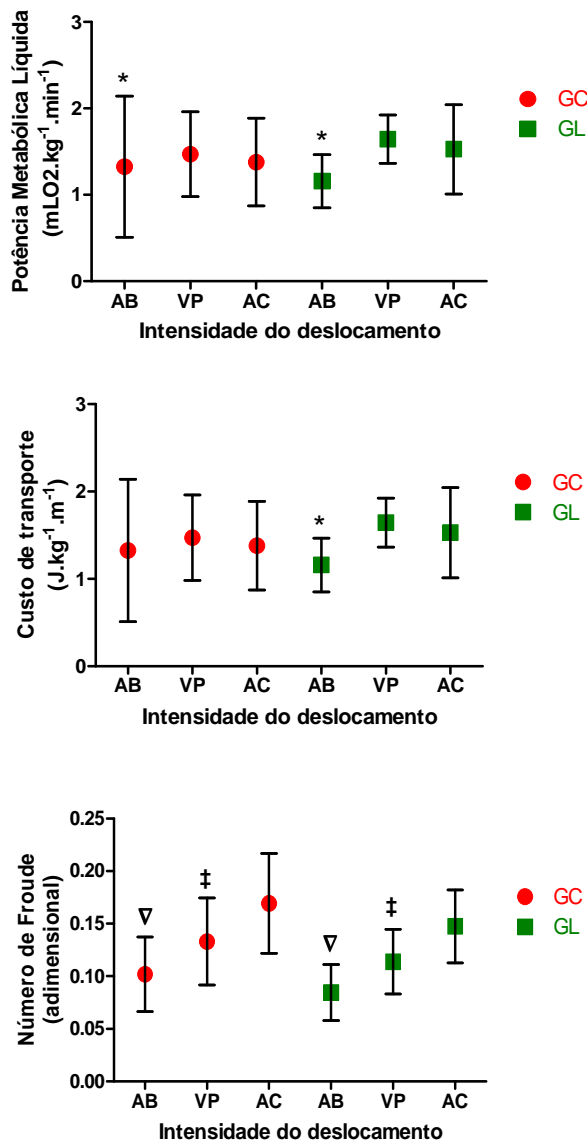
RESULTADOS

Os valores de tendência central bem como os resultados das comparações intragrupos podem ser visualizados na Figura 1C. A potência metabólica líquida na intensidade de deslocamento AB, em ambos os grupos, foi significativamente mais baixa do que as demais intensidades. Já o custo de transporte, embora também tenha sido mais baixo na intensidade AB em relação às demais, só o foi no GL, não se observando diferenças nesta variável no GC. O número de Froude, em ambos os grupos, sofreu influência da intensidade de deslocamento sendo que todas elas, AB, VP e AC, foram diferentes estatisticamente umas das outras.

Os comportamentos da potência metabólica (PotM) e do custo de transporte (CT) em função da velocidade e do número de Froude (NF), para cada grupo, podem ser visualizados nas figuras abaixo (Figuras 2C e 3C).

Quando em função da velocidade, a PotM aumentou linearmente com o crescimento da velocidade e as linhas de tendência dos dois grupos permaneceram paralelas, com a linha do GL deslocada superiormente em relação à GC. Já as linhas de tendência do CT, nos dois grupos, tiveram crescimento linear mais suave, embora a linha do GL tenha se inclinado de forma suavemente mais íngreme que a do GC com o aumento da velocidade.

Quando em função do NF, as curvas de tendência dos grupos para PotM tiveram movimentos inversos. A curva do GC teve concavidade voltada para cima e tendeu a crescer com o aumento do NF. A curva do GL teve concavidade voltada para baixo tendendo a crescer nos menores NFs e se estabilizado com leve declínio nos maiores valores de NF. Ao se observar o comportamento do CT em função do NF, pode se observar que a curva de tendência do GC teve mínima amplitude e os valores de CT variaram pouco com o crescimento dos valores do NF. Ao contrário, a curva de tendência do GL apresentou-se em forma de U-invertido, com o CT partindo de menores valores nos NFs mais baixos, aumentando e atingindo seu pico nos valores médios do NF e diminuindo novamente enquanto o NF continuou aumentando.



ANOVA com medidas repetidas

Potência Metabólica GC

Mauchly = 0,716; $p=0,433$

$F(2, 12)= 8,916$; $p=0,004$

$Eta^2 = 0,59$

Potência Metabólica GL

Mauchly = 0,148; $p=0,022$

$F(1,07, 5,39)= 8,465$; $p=0,029$

$Eta^2 = 0,62$

Custo de transporte GC

Mauchly = 0,014; $p<0,001$

$F(1,007, 6,042)= 0,188$; $p=0,681$

$Eta^2 = 0,03$

Custo de transporte GL

Mauchly = 0,378; $p=0,143$

$F(2, 10)= 4,524$; $p=0,039$

$Eta^2 = 0,47$

Número de Froude GC

Mauchly = 0,004; $p<0,001$

$F(1, 6)= 203,45$; $p<0,001$

$Eta^2 = 0,97$

Número de Froude GL

Mauchly = 0,034; $p=0,001$

$F(1,02, 5,09)= 319,93$; $p<0,001$

$Eta^2 = 0,98$

FIGURA 1C: Estatística descritiva e inferencial das comparações intragrupo para as variáveis potência metabólica, custo de transporte e número de Froude avaliando-se o efeito da intensidade do deslocamento. Intensidade de caminhada abaixo da preferida (AB); intensidade de caminhada preferida (VP); intensidade de caminhada acima da preferida (AC); grupo controle (GC); grupo lombálgico (GL). * diferença estatística de AB em relação à VP; ▽ diferença significativa de AB em relação à VP e AC simultaneamente; ‡ diferença significativa de VP em relação à AB e AC simultaneamente.

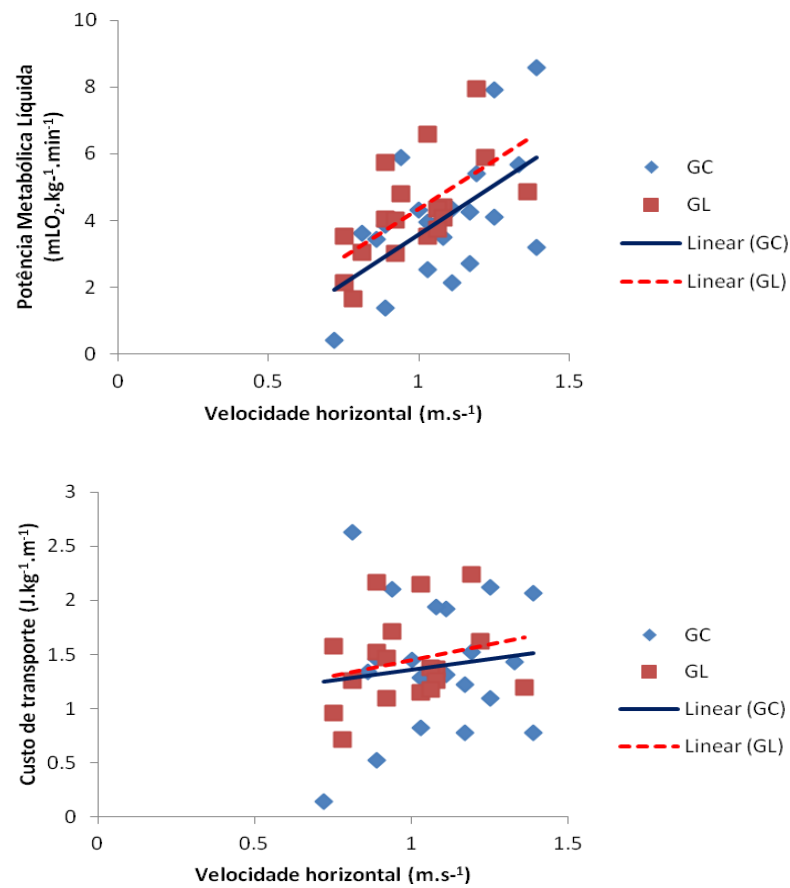


FIGURA 2C: Comportamento da potência metabólica e do custo de transporte quando expressos em função da velocidade da caminhada. Grupo controle (GC); grupo lombalgia (GL).

Não se observou diferença significativa nas médias do $VO_{2\text{ortostática}}$, expressas em $\text{mlO}_2.\text{kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$, entre o GC ($2,48 \pm 0,7$) e o GL ($3,09 \pm 0,7$), com $T(11) = -1,427$; $p = 0,181$. Também, nas comparações intergrupos, não foram encontradas diferenças entre as variáveis estudadas (Tabela 3C).

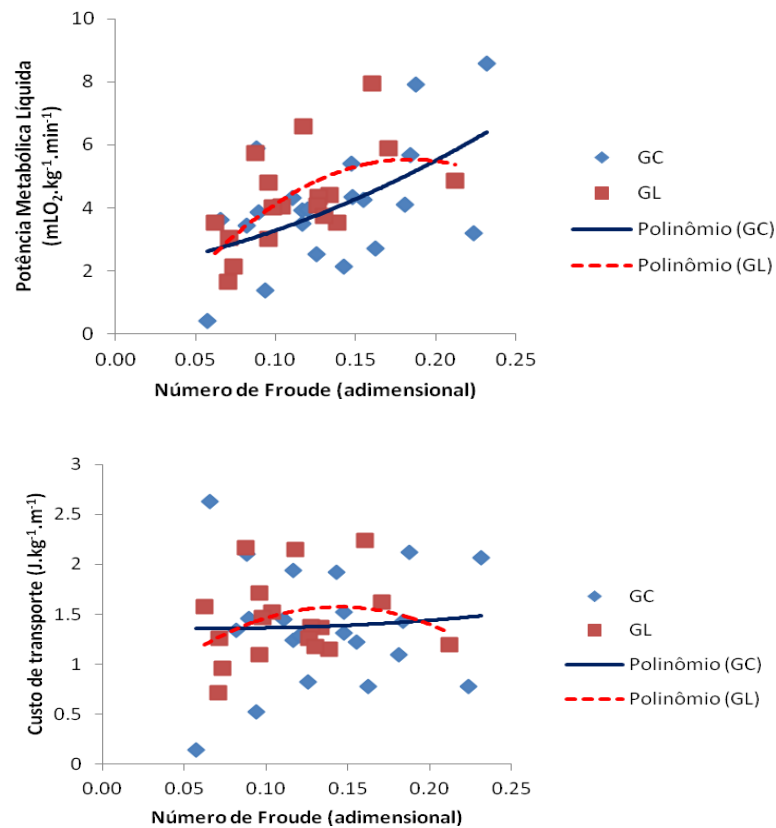


FIGURA 3C: Comportamento da potência metabólica e do custo de transporte quando expressos em função do número de Froude. Grupo controle (GC); grupo lombalgia (GL).

TABELA 3C: Comparações entre os grupos lombalgia e controle, relativas às variáveis potência metabólica, custo de transporte e número de Froude para avaliar o efeito de grupo.

VARIÁVEL	AB	VP	AC
Potência Metabólica ($\text{mLO}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$)	$T(11) = -0,200;$ $p = 0,844$	$T(11) = -0,079;$ $p = 0,937$	$T(11) = -0,484;$ $p = 0,637$
Custo de Transporte ($\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$)	$T(11) = 0,469;$ $p = 0,648$	$T(11) = -0,762;$ $p = 0,462$	$T(11) = -0,523;$ $p = 0,611$
Número de Froude (adimensional)	$T(11) = 0,993;$ $p = 0,341$	$T(11) = 0,938;$ $p = 0,368$	$T(11) = 0,923;$ $p = 0,375$

Legenda: intensidade de caminhada abaixo da preferida (AB); intensidade de caminhada preferida (VP); intensidade de caminhada acima da preferida (AC).

DISCUSSÃO

Quando se avaliou o efeito do grupo, não houve diferenças entre o GC e o GL. Por isso a primeira hipótese do presente estudo, de que a dor lombar crônica compromete a

economia da caminhada, em relação ao controle, não foi confirmada, mesmo sendo os valores médios da PotM e do CT quase sempre maiores para o GL. As Figuras 2C e 3C confirmam visualmente esses achados. Porém, embora seja possível visualizar o mesmo fenômeno, os modos de visualização (em função da velocidade ou do NF) permitem perceber detalhes diferentes nos resultados. Especialmente quando o CT foi expresso em função do NF, observa-se que nos menores NFs o GL aparentou ser mais econômico do que o GC, pois somente aí o CT deste grupo foi menor. Complementando esse achado, quando se observa o efeito da intensidade do deslocamento pelas comparações intragrupos, verifica-se que o CT do GC não foi influenciado, mas o do GL sim, sendo este grupo significativamente mais econômico na intensidade AB em relação à VP. Cabe ressaltar que as mudanças na intensidade explicaram 47% das mudanças no CT do GL evidenciado pelo η^2 .

As variações na intensidade de deslocamento explicaram, pelo η^2 , quase a totalidade das mudanças no NF (97% no GC e 98% no GL). Nota-se que, embora distantes, os NFs mais próximos daquele na qual se espera encontrar as velocidades ótimas (0,25) apareceram na AC (LEURS et al. 2011). A projeção da velocidade ótima para cada grupo no NF=0,25 foi de 1,49 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ no GC e 1,47 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ no GL. Como a similaridade geométrica para esta amostra foi testada, acredita-se que essas relações podem ser utilizadas.

Uma marcante característica da marcha dos lombálgicos crônicos encontrada em outros estudos, que não foi observada na amostra deste estudo, é que, em relação a indivíduos sem dor lombar, a velocidade de locomoção preferida é significativamente mais baixa (SIMMONDS 2006, SIMMONDS et al. 2012). Ainda assim, pode-se hipotetizar que isso, talvez, tenha influência de aspectos metabólicos de economia da caminhada.

Se o CT fosse estatisticamente menor na AC seria possível justificar esse achado devido à proximidade com a velocidade ótima baseada no NF. Por outro lado, é possível que o menor CT nas baixas velocidades observadas no presente estudo sustente, ao menos em parte, a escolha da VP em baixas velocidades entre os lombálgicos observada em outros estudos (SIMMONDS 2006, SIMMONDS et al. 2012).

Tanto a massa quanto a velocidade horizontal são preditores correlacionados à PotM. Porém o comprimento do membro inferior (L_{MI}) também tem despertado interesse, já que este influencia a altura do centro de massa (CM) e, conseqüentemente, a troca entre as energias mecânicas do CM (cinética e potencial) que ocorrem durante a caminhada e contribuem energeticamente para o deslocamento, poupando a energia metabólica de origem muscular. Assim, a massa, o L_{MI} e a velocidade estão correlacionados (KRAMER; SARTON-MILLER

2008). Por isso tem sido proposto que o NF é um método eficiente para estabelecer similaridades dinâmicas na caminhada entre diferentes sujeitos, já que a variabilidade induzida pela velocidade espontânea é um fator limitante para se detectar as características do paciente (MORETTO; BISIAUX; LAFORTUNE 2007).

Contudo, Kramer e Sarton-Miller (2008), motivados por entender se o modelo do NF é capaz de contabilizar o efeito do L_{MI} na predição da PotM, usaram um modelo de regressão cujas as variáveis de entrada foram a velocidade, a velocidade elevada ao quadrado, o NF, bem como, um modelo de predição mecânica do custo de transporte (mechCoL) como covariante para predição da PotM e do CT em uma amostra composta por crianças e adultos. Eles encontraram que nem o NF e nem o mechCoL foram capazes de prever a PotM ou o CT tão bem quanto a velocidade e o L_{MI} . Esses autores também acreditam que a capacidade preditiva desses dois modelos (NF e mechCoL) derivam de sua dependência com a velocidade.

Estudos que avaliam a economia da caminhada normalmente expressam essa variável como uma média simples do consumo de oxigênio (VO_2) (HUNTER et al. 2005, CHRISTIANSEN et al. 2009, SAWYER et al. 2010). Se apenas este conceito fosse assumido no presente trabalho, observando-se a PotM, concluir-se-ia que o efeito da intensidade do deslocamento influenciaria de forma similar ambos os grupos. Mas pelo CT, tal influência foi distinta entre os grupos. Embora essa preocupação na forma de expressar a economia da locomoção tenha sido mais discutida durante a corrida, acredita-se que mensurar a economia de locomoção pela medida simples do VO_2 pode não ser uma forma adequada, já que não leva em conta que a energia equivalente do volume de oxigênio pode variar dependendo do substrato metabolizado. Assim, a conversão da unidade mLO_2 para Joules (J) ou Watts (W) é uma expressão mais fiel dessa medida (Di PRAMPERO et al. 1986, FLETCHER et al. 2009).

Hunter e colaboradores (2005) avaliaram a relação entre economia da caminhada e a capacidade oxidativa em mulheres sedentárias e observaram uma relação inversa entre essas duas medidas ($r = -0,44$; $p < 0,001$) obtida por três métodos independentes: calorimetria indireta durante caminhada a três milhas por hora; métodos que quantificaram a taxa de produção de ATP em cada uma das rotas metabólicas em função da área de secção transversa e da produção de força isométrica de plantiflexão sustentada por 90s; e biópsia muscular para atividade enzimática. Os autores, levando em conta a grande quantidade de variáveis intervenientes que poderiam influenciar o resultado, apenas sugeriram que este achado poderia ser explicado pela distribuição do tipo de fibra, sendo as fibras do tipo IIa menos

eficiente e tendo maior demanda de oxigênio. Por outro estudo que ampliou a escala de velocidades estudadas e avaliou a relação entre consumo máximo de oxigênio de pico ($VO_{2\text{pico}}$) e economia da caminhada, observa-se que o aumento da velocidade de caminhada e o aumento do consumo de oxigênio durante o estado estável foi positivamente correlacionado com o $VO_{2\text{pico}}$, e o condicionamento cardiorrespiratório foi inversamente relacionado com a economia do exercício (SAWYER et al. 2010).

Enquanto alguns estudos consideram que pacientes com dor lombar crônica tem redução no condicionamento físico (DUQUE; PARRA; DUVALLET 2009), outros não sustentam esse achado. A associação entre descondicinamento, considerado como baixa capacidade cardiovascular e baixa capacidade de produção de força muscular, e dor lombar crônica não foi encontrada em um estudo de revisão sistemática por falta de evidências científicas (SMEETS et al. 2006).

Smeets, Van Geel e Verbunt (2009), baseados na premissa que o medo e o comportamento evitador do movimento nas síndromes dolorosas crônicas geram o quadro de descondicinamento físico, mensuraram o consumo máximo de oxigênio ($VO_{2\text{max}}$) de 175 sujeitos com dor lombar crônica em ciclo ergômetro, por teste especialmente desenvolvido para avaliar a potência aeróbia nesta população, e usaram um banco de dados do governo Holandês para caracterizar a potência aeróbia da população saudável. Conjuntamente, nos lombálgicos, mensurou-se as seguintes variáveis: intensidade de dor; incapacidade percebida; medo da lesão; níveis de atividade durante esporte, trabalho e tempo livre; catástrofe da dor; e depressão. Daqueles 175 voluntários, foi possível quantificar o $VO_{2\text{max}}$ de 84% deles e todos tinham incapacidade associada à dor lombar. Por meio de regressão linear múltipla, os autores concluíram que os lombálgicos tiveram níveis de condicionamento aeróbio menor que os sujeitos saudáveis pareados por idade, sexo e nível de atividade esportiva, mas que este descondicinamento não foi associado com a cinesiofobia.

Muito embora haja atualmente uma razoável e confiável compreensão dos mecanismos básicos relacionados aos processamentos bioquímicos que culminam na produção de energia (FERRANNINI 1988, BURTON; STOKES; HALL 2004), isso não ocorre em relação ao conhecimento do percentual que os vários tecidos, especialmente os músculos, utilizam dessa energia para produzir estabilidade e movimento. Contudo, sugere-se que tanto a quantidade de tecidos ativos (volume muscular) quanto a intensidade na qual a tarefa é realizada influenciam a utilização de energia metabólica (KRAMER; SYLVESTER 2011).

Um dos motivadores para a hipótese primária do presente estudo, que os lombálgicos seriam menos econômicos que os saudáveis, foram os relatos sobre as mudanças biomecânicas nesses pacientes. A avaliação da atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos longuíssimo, multifídio e iliocostal, durante caminhada em esteira, foi realizada entre aqueles com lombalgia crônica e seus pares livres de dor, bem como entre sujeitos saudáveis cuja dor foi induzida experimentalmente por injeção de solução salina hipertônica nos músculos da coluna. Esses autores confirmaram o prejuízo motor dos lombálgicos (duração da fase de apoio significativamente mais longa do que o controle e fase de balanço mais curta) e acrescentaram que, na presença de dor induzida, o desempenho motor dos indivíduos saudáveis também foi deteriorado. Os lombálgicos também tiveram maior atividade EMG ipsilateral na fase de balanço. Os voluntários que apresentaram dor induzida experimentalmente também vivenciaram aumento da EMG enquanto relatavam dor.

Isso significa que pode se sugerir uma interação entre aferência nociceptiva e excitabilidade dos motoneurônios no corno anterior da medula. Alguns modelos tentam prever porque os pacientes com dor musculoesquelética crônica apresentam redução na força voluntária máxima e redução na amplitude e velocidade do movimento. Sugere-se que tarefas dinâmicas dolorosas são acompanhadas por duas condições principais na função motora. A primeira, observada pelas mudanças expressivas na postura, tende a deixar os movimentos limitados, mais lentos e menos potentes. A segunda, que ocorre na região dolorida, parece ser decorrente da diminuição da atividade muscular agonista e aumento da atividade muscular antagonista (ARENDR-NIELSEN et al. 1995).

O aumento da atividade muscular poderia ser uma justificativa, caso a hipótese primária do presente estudo fosse confirmada, para explicar porque esses sujeitos seriam menos econômicos, pois o aumento da atividade muscular teria impacto sobre o CT.

As duas teorias mais relevantes, a do ciclo vicioso e adaptação à dor, que tentam explicar o comportamento motor frente ao estímulo doloroso são baseadas em modelos simplistas que, embora sejam condizentes com algumas observações clínicas e experimentais, não são robustas o bastante para explicar a grande variabilidade nas observações de forma adequada. A primeira hipotetiza que há um aumento estereotipado da atividade muscular frente à dor, independente da tarefa, e que esse estado aumentado da atividade, uma vez mantido, leva a um quadro de isquemia com consequente acúmulo de agentes álgicos, que gera mais dor, instalando-se assim uma condição cíclica. A segunda está baseada na

diminuição da atividade dos músculos agonistas enquanto que, nos músculos antagonistas ao movimento doloroso, observa-se aumento da atividade (HODGES; TUCKER 2011).

Uma nova teoria para explicar o processo de adaptação motora à dor tem sido proposta. Esta é baseada em mudanças que ocorrem tanto em níveis micro (descargas no motoneurônio) quanto macro (comportamento de todo o músculo) e defende que a adaptação à dor envolve: a) redistribuição da ativação muscular dentro do próprio músculo e entre os músculos sinergistas; b) mudanças no comportamento mecânico que modifica a rigidez e o movimento; proteção contra o estímulo doloroso e contra a lesão; c) e não é explicada apenas pela simples mudança da excitabilidade do músculo, mas envolve mudanças em múltiplos níveis do sistema motor, sendo que essas mudanças podem ser complementares, somadas, ou concorrentes; d) tem um efeito benéfico a curto prazo, mas trás consequências prejudiciais a longo prazo por conta da sobrecarga aos tecidos, diminuição do movimento e variabilidade das mudanças. A redistribuição do estímulo dentro do músculo pode, não só alterar as unidades motoras recrutadas, mas pode ativar vias neuronais que estavam inativas antes da dor, sendo estas muitas vezes unidades motoras maiores que geram maiores níveis de força. Por isso, embora haja uma diminuição da atividade de algumas vias que estavam envolvidas com o estímulo doloroso, outras vias compensam tal diminuição. Uma premissa central dessa teoria é que as mudanças de ativação que ocorrem dentro do músculo e entre os músculos sinergistas produzem mudanças significativas na produção de força resultante que gera o movimento. Assim, mudanças biomecânicas acompanham o quadro de dor e a redistribuição da atividade entre os músculos do tronco geram mudanças cinemáticas e nas propriedades mecânicas da coluna (HODGES; TUCKER 2011).

Avaliação da atividade muscular não foi proposta para este trabalho, mas, pode-se supor que ela tenha generosa parcela de contribuição para a economia da caminhada nos lombálgicos. Contudo as repercussões destes ajustes neurofisiológicos no dispêndio energético da marcha de lombálgicos não são conhecidas. Considera-se essa outra abordagem interessante para estudos futuros.

O presente estudo mostrou que os sujeitos do GL foram mais econômicos nas baixas velocidades, porém não o suficiente para torná-los diferentes estatisticamente do GC. A principal reflexão clínica que se faz a partir desses achados é se durante a terapia reabilitadora é recomendável favorecer mudanças nas velocidades de caminhada, e em qual direção, aumento ou diminuição, essas mudanças devem acontecer. Isso reforça a necessidade que

pesquisas futuras avancem no conhecimento das relações entre dor lombar crônica e economia da caminhada.

CONCLUSÕES

Não se encontraram, a partir das comparações entre os grupos, diferenças nas variáveis estudadas. Observou-se, contudo, que a intensidade do deslocamento influenciou a potência metabólica e o número de Froude em ambos os grupos. A influência da intensidade do deslocamento no CT ocorreu apenas no GL sugerindo que os voluntários deste grupo foram mais econômicos na velocidade abaixo da auto-selecionada.

REFERÊNCIAS

AL OBAIDI, S. M.; et al. The influence of pain and pain-related fear and disability beliefs on walking velocity in chronic low back pain. **International Journal of Rehabilitation Research**, v. 26, n. 2, p. 101-108, 2003.

ARENDT-NIELSEN, L.; et al. The influence of low back pain on muscle activity and coordination during gait: a clinical and experimental study. **Pain**, v. 64, p. 231-240, 1995.

BRUMAGNE, S.; et al. Altered postural control in anticipation of postural instability in persons with recurrent low back pain. **Gait Posture**, v. 8, p. 657-662, 2008a.

BRUMAGNE, S.; et al. Persons with recurrent low back pain exhibit a rigid postural control strategy. **European Spine Journal**, v. 17, p. 1177-1184, 2008b.

BURTON, D. A.; STOKES, K.; HALL, G. M. Physiological effects of exercise. **Continuing Education in Anaesthesia Critical Care and Pain**, v. 4, n. 6, p. 185-188, 2004.

CHOU, R.; et al. Diagnosis and treatment of low back pain: a joint clinical practice guideline from the American College of Physicians and the American Pain Society. **Annals of Internal Medicine**, v. 147, p. 478-491, 2007.

CHRISTIANSENS, C. L.; et al. Walking economy in people with parkinson's disease. **Movement Disorders**, v. 24, n. 10, p. 1481-1487, 2009.

CUNNING, C. B.; et al. The influence of foot on the cost of transport in humans. **The Journal of Experimental Biology**, v. 213, p. 790-797, 2010.

DI PRAMPERO, P. E.; et al. The energetics of endurance running. **European Journal of Applied Physiology**, v. 55, p. 259-266, 1986.

DINGWELL, J. B.; MARIN, L. C. Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. **Journal of Biomechanics**, v. 39, p. 444-452, 2006.

DONELAN, J. M.; KRAM, R.; KUO, A. D. Mechanical and metabolic determinantes of the preferred step width in human walking. **Proceedings of the Royal Society of London**, v. 268, p. 1985-1992, 2001.

DUQUE, I.; PARRA, J.; DUVALLET, A. Physical deconditioning in chronic low back pain. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 41, p. 262-266, 2009.

ELBAZ, A.; et al. A novel biomechanical device improves gait pattern in patient with chronic nonspecific low back pain. **Spine**, v. 34, n. 15, p. E507-E512, 2009.

EHRlich, G. E. Low back pain. **Bulletin of the World Health Organization**, v. 81, n. 9, p. 671-676, 2003.

FERRANNINI, E. The theoretical bases of indirect calorimetry: a review. **Metabolism: Clinical and Experimental**, v. 37, n. 3, p. 287-301, 1988.

FLETCHER, J. R.; et al. Economy of running: beyond the measurement of oxygen uptake. **Journal of Applied Physiology**, v. 107, p. 1918-1922, 2009.

FRANZ, J. R. Changes in the coordination of hip and pelvis kinematics with mode of locomotion. **Gait Posture**, v. 29, p. 494-498, 2009.

GIDER, F.; MATJACIC, Z.; BAJD, T. A quantitative gait assessment method based on energy exchange analysis during walking: a normal gait study. **Journal of Medical Engineering and Technology**, v. 29, n. 2, p. 90-94, 2005.

HENEWEER, H.; et al. Physical activity and low back pain a systematic review of recent literature. **European Spine Journal**, v. 20, p. 826-845, 2011.

HERGENROEDER, A. L.; et al. Association of body mass index with self report and performance based measures of balance and mobility. **Physical Therapy**, v. 91, n. 8, p. 1223-1234, 2011.

HODGES, P. W.; TUCKER, K. Moving differently in pain: a new theory to explain the adaptation to pain. **Pain**, v. 152, p. S90-S98, 2011.

HUIJNEN, I. P. J.; et al. Do depression and pain intensity interfere with physical activity in daily life in patients with chronic low back pain? **Pain**, v. 150, p. 161-166, 2010.

HUNTER, G. P.; et al. Inverse relationship between exercise economy and oxidative capacity in muscle. **European Journal of Applied Physiology**, v. 94, p. 558-568, 2005.

KOES, B. W.; et al. An updated overview of clinical guidelines for the management of non-specific low back pain in primary care. **European Spine Journal**, v. 19, n. 12, p. 2075-2094, 2010.

KRAMER, P.A.; SARTON-MILLER, I. The energetic of human walking: Is Froude number (Fr) useful for metabolic comparisons? **Gait Posture**, v. 27, p. 209-215, 2008.

KRAMER, P. A.; SYLVESTER, A. D. The energetic cost of walking: a comparison of predictive methods. **PloS One**, v. 6, n. 6, 2011. Doi:10.1371/journal.pone.0021290. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21731693>>. Acesso em 12 set 2012.

KRISMER, M.; VAN TULDER, M. Low back pain (non-specific). **Best Practice Research Clinical Rheumatology**, v. 21, n. 1, p. 77-91, 2007.

LAMOTH, C. J. C. ; et al. Pélvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. **Spine**, v. 27, p. E92-E99, 2002.

LAMOTH, C. J. C.; et al. Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. **European Spine Journal**, v. 15, p. 23-40, 2006.

LE HUEC, J. C.; et al. Equilibrium of the human body and the gravity line: the basics. **European Spine Journal**, v. 20, (Suppl 5), p. S558-S563, 2011.

LEURS, F.; et al. Optimal walking speed following changes in limb geometry. **The Journal of Experimental Biology**, v. 214, p. 2276-2282, 2011.

MAHAUDENS, P.; et al. Gait in adolescent idiopathic scoliosis: energy cost analysis. **European Spine Journal**, v. 18, p. 1160-1168, 2009.

MORETTO, P.; BISIAUX, M.; LAFORTUNE, M. A. Froude number fractions to increase walking pattern dynamic similarities: application to plantar pressure study in healthy subjects. **Gait Posture**, v. 25, p. 40-48, 2007.

NEGRINI, S.; et al. Low back pain: state of art. **European Journal Pain**, v. 2, p. 52-56, 2008.

PONTZER, H.; RAICHLEN, D. A.; SOCKOL, M. D. The metabolic cost of walking in humans, chimpanzees, and early hominins. **Journal of Human Evolution**, v. 53, p. 43-53, 2009.

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

SAWYER, B. J.; et al. Walking and running economy: inverse association with peak oxygen uptake. **Medicine Science Sports Exercise**, v. 42, n. 11, p. 2122-2127, 2010.

SMEETS, R. J. E. M.; et al. The association of physical deconditioning and chronic low back pain: a hypothesis oriented systematic review. **Disability and Rehabilitation**, v. 28, n. 11, p. 673-693, 2006.

SMEETS, R. J.; VAN GEEL, K. D.; VERBUNT, J. A. Is the fear avoidance model associated with the reduced level of aerobic fitness in patients with chronic low back pain? **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 90, p. 109-117, 2009.

SIMMONDS, M. J. Measuring and managing pain and performance. **Manual Therapy**, v. 11, p. 175-179, 2006.

SIMMONDS, M, J.; et al. The influence of pain distribution on walking velocity and horizontal ground reaction forces in patients with low back pain. **Pain Research and Treatment**, 2012. Doi: 10.1155/2012/214980. Disponível em: <
<http://www.hindawi.com/journals/prt/2012/214980/>. Acesso em: 07 ago 2012.

SKOYLES, J. R. Human balance, the evolution of bipedalism and dysequilibrium syndrome. **Medical Hypotheses**, v. 66, p. 1060-1068, 2006.

WATERS, R. L.; MULROY, S. The energy expenditure of normal and pathologic gait. **Gait Posture**, v. 9, p. 207-231, 1999.

WELCH, E. Low back pain. **InnovAiT**, v. 5, n. 1, p.13–21, 2012.

WERT, D. M.; et al. Gait biomechanics, spatial and temporal characteristics, and the energy cost of walking in older adults with impaired mobility. **Physical Therapy**, v. 90, n. 7, p. 977-985, 2010.

WHICH, H.; et al. Aerobic fitness testing in patients with chronic low back pain. **Spine**, v. 25, n. 13, p. 1704-1710, 2000.

WILLIGENBURGM, N. W.; KINGMA, I.; VAN DIEEN, J. H. How is precision regulated in maintaining trunk posture? **Experimental Brain Research**, v. 203, p. 39-49, 2010.

3 CONCLUSÕES GERAIS

Mesmo tendo-se observado correlações significativas entre a dor lombar crônica com níveis de incapacidade e entre os níveis de incapacidade com a intensidade dolorosa, as correlações dessas variáveis, que representam as dimensões neurofisiológica e psicossociais na etiologia da síndrome lombar crônica, com as variáveis cinemáticas da caminhada (velocidade e intensidade de deslocamento) não se confirmaram. Entretanto, esses achados aparentemente contraditórios estão alinhados com os de outros estudos uma vez que também observaram relacionamentos conflituosos entre as características de desempenho físico, de dor e de incapacidade nos lombálgicos crônicos.

Embora não se tenha confirmado a influência da dor lombar nos parâmetros cinemáticos da caminhada (velocidade; comprimento, duração e frequência de passada) e, ainda, que a principal variável do estudo para expressar a economia da caminhada, o custo de transporte, não tenha alcançado diferença estatística nas comparações entre o grupo livre de dor e grupo de lombálgicos, verificou-se, pelas comparações intragrupos, que os voluntários desse último grupo foram mais econômicos nas velocidades correspondentes às baixas intensidades. Sugere-se, tendo como base esse resultado, que, do ponto de vista metabólico, é mais vantajoso que esses pacientes caminhem em baixas velocidades.

4 REFERÊNCIAS GERAIS

ABBOTT, J. H.; et al. Lumbar segmental mobility disorders: comparison of two methods of defining abnormal displacement kinematics in a cohort of patients with non-specific mechanical low back pain. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 7, n. 45, 2006. Doi: 10.1186/1471-2474-7-45. Acesso em 10 de mar de 2011.

ALEXANDER, R.McN. Modelling approaches in biomechanics. **Philosophical Transactions of the Royal Society of London**, v. 358, p. 1429-1435, 2003. Doi: 10.1098/rstb.2003.1336. Acesso em 28 de maio de 2011.

BEKKERING, G. E.; et al. Development of an implementation strategy for physiotherapy guidelines on low back pain. **Australian Journal of Physiotherapy**, v. 49, p. 208-214, 2003.

BRENNAN, G. P.; et al. Identifying subgroups of patients with acute/subacute “nonspecific” low back pain. **Spine**, v. 31, n. 6, p. 623-631, 2006.

BRUMAGNE, S.; et al. Altered postural control in anticipation of postural instability in persons with recurrent low back pain. **Gait Posture**, v. 8, p. 657-662, 2008a.

BRUMAGNE, S.; et al. Persons with recurrent low back pain exhibit a rigid postural control strategy. **European Spine Journal**, v. 17, p. 1177-1184, 2008b.

BUCKALEW, N.; et al. Differences in brain structure and function in older adults with self reported disabling and non-disabling chronic low back pain. **Pain Medicine**, v. 11, n. 8, p. 1183-1197, 2010.

BUCKALEW, N.; et al. Chronic pain is associated with brain volume loss in older adults: preliminary evidence. **Pain Medicine**, v. 9, n. 2, p. 240-248, 2008.

BUNZLI, S.; GILLHAM, D.; ESTERMAN, A. Physiotherapy-provided operant conditioning in the management of low back pain disability: a systematic review. **Physiotherapy Research Internacional**, v. 16, n. 2011, p. 4-19, 2010.

CALLAGNHAN, J. P.; PATLA, A. E.; MCGILL, S. M. Low back three-dimensional joint forces, kinematics, and kinetics during walking. **Clinical Biomechanics**, v. 14, p. 203-216, 1999.

CAVAGNA, G. A.; et al. The resonant step frequency in human running. **European Journal of Applied Physiology**, v. 434, p. 678-684, 1997.

CAVAGNA, G. A.; FRANZETTI, P. The determinants of the step frequency in walking in humans. **Journal of Physiology**, v. 373, p. 235-242, 1986.

CHOU, R.; et al. Diagnosis and treatment of low back pain: a joint clinical practice guideline from the American College of Physicians and the American Pain Society. **Annals of Internal Medicine**, v. 147, p. 478-491, 2007.

DAELE, U. V.; et al. Differences in balance strategies between nonspecific chronic low back pain patients and healthy control subjects during unstable sitting. **Spine**, v. 34, n. 11, p. 1233-1238, 2009.

DAL, U.; et al. Determination of preferred walking speed on treadmill may lead to high oxygen cost on treadmill walking. **Gait Posture**, v. 31, p. 366-369, 2010.

DI NUBILA, H. B. V.; BUCHALLA, C. M. O papel das classificações da OMS – CID e CIF nas definições de deficiência e incapacidade. **Revista Brasileira de Epidemiologia**, v. 11, n. 2, p. 324-335, 2008

DLOUHÁ, V. B. R. Energy cost of treadmill walking. **Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v. 37, p. 103-109, 1997.

DUQUE, I.; PARRA, J.; DUVALLET, A. Maximal aerobic Power in patients with chronic low back pain: a comparison with healthy subjects. **European Spine Journal**, v. 20, p. 87-93, 2011.

ELBAZ, A.; et al. A novel biomechanical device improves gait pattern in patient with chronic nonspecific low back pain. **Spine**, v. 34, n. 15, p. E507-E512, 2009.

GOTTSCHALL, J. S.; KRAM, R. Mechanical energy fluctuations during hill walking: the effects of slope on inverted pendulum exchange. **Journal of Experimental Biology**, v. 209, p. 4895-4900, 2006.

HARCOURT-SMITH, W. E. H.; AIELLO, L. Fossils, feet and the evolution of human bipedal locomotion. **Journal of Anatomy**, v. 204, n. 5, p. 403-416, 2004.

HARSDORP, P. A.; VLAEYEN, J. W. S. Goals matter: both achievement and pain-avoidance goals are associated with pain severity and disability in patients with low back and upper extremity pain. **Pain**, v. 152, p. 1382-1390, 2011.

HASKELL, W.; et al. Physical activity and public health: updated recommendation for adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. **Medicine Science Sports and Exercise**, v. 39, n. 8, p. 1423-1434, 2007.

HENDRICK, P.; et al. The effectiveness of walking as an intervention for low back pain: a systematic review. **European Spine Journal**, 2010. Doi: 10.1007/s00586-010-1412-z. Acesso em 10 mar de 2011.

HENEWEER, H.; VANHEES, L.; H. PICAUVET, H. S. J. Physical activity and low back pain: A U-shaped relation? **Pain**, v. 143, p. 21-25, 2009.

HODEGES, P. W. Is there a role for transverses abdominis in lumbo-pelvic stability? **Manual Therapy**, v. 4, n. 2, p. 74-86, 1999.

HUANG, Y.; et al. The effects of stride length and stride frequency on trunk coordination in human walking. **Gait Posture**, v. 31, p. 444-449, 2010.

HUNTOON, E.; HUNTOON, M. Differential diagnosis of low back pain. **Semin Pain Med**, v. 2, p. 138-144, 2004.

KRISMER, M.; VAN TULDER, M. Low back pain (non-specific). **Best Practice and Research Clinical Rheumatology**, v. 21, n. 1, p. 77-91, 2007.

KUO, A. D. The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: a dynamic walking perspective. **Human Movement Science**, v. 26, p. 617-656, 2007.

LAMOTH, C. J. C. ; et al. Pélvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. **Spine**, v. 27, p. E92-E99, 2002.

LAMOTH, C. J. C.; et al. Effects of attention on the control of locomotion in individuals with chronic low back pain. **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation**, v. 5, n. 13, 2008. Doi: 10.1186/1743-0003-5-13. Acesso em 10 de março de 2011.

LAMOTH, C. J. C.; et al. Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. **Europeana Spine Journal**, v. 15, p. 23-40, 2006a.

LAMOTH, C. J. C.; et al. How do persons with chronic low back pain speed up and slow down? Trunk–pelvis coordination and lumbar erector spinae activity during gait. **Gait Posture**, v. 23, p. 230-239, 2006b.

LEE, C. R.; FARLEY, C. T. Determinants of the center of mass trajectory in human walking and running. **Journal of Experimental Biology**, v. 201, p. 2935-2944, 1998.

LIN, C. C.; et al. Relationship between physical activity and disability in low back pain: a systematic review and meta-analysis. **Pain**, v. 152, p. 607-613, 2011.

LOVEJOY, C. O. The natural history of human gait and posture. Part 1. Spine and Pelvis. **Gait Posture**, v. 21, n. 1, p. 95-112, 2005.

MALLIOU, P., et al. Measurements and evaluations in low back pain patients. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 16, p. 219-230, 2006.

MARSHALL, P; MURPHY, B. The relationship between active and neural measures in patients with nonspecific low back pain. **Spine**, v. 31, n. 15, p. ES18-ES24, 2006.

MOE-NILSSEN, R.; LJUNGGREN, A. E.; TOREBJORK, E. Dynamic adjustments of walking behavior dependent on noxious input in experimental low back pain. **Pain**, v. 83, p. 477-485, 1999.

MOSELY, G. L. A pain neuromatrix approach to patients with chronic pain. **Manual Therapy**, v. 8, n. 3, p. 130-140, 2003.

NEPTUNE, R. R.; ZAJAC, F. E.; KAUTZ, S. A. Muscle mechanical work requirements during normal walking: the energetic cost of raising the body's center-of-mass is significant. **Journal of Biomechanics**, v. 37, p. 817-825, 2004.

NEWELL, D.; VAN DER LAAN, M. Measures of complexity during walking in chronic non-specific low back pain patients. **Clinical Chiropractic**, v. 13, p. 8-14, 2010. [Doi:10.1016/j.clch.2009.10.002](https://doi.org/10.1016/j.clch.2009.10.002). Acesso em 10 de mar de 2011.

O'SULLIVAN, P. O. Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. **Manual Therapy**, v. 10, p. 242-255, 2005.

OGILVIE, D., et al. Intervention to promote walking: systematic review. **BMJ**, v. 334, n. 7605, 2007. Doi: 10.1136/bmj.39198.722720.BE. Acesso em 10 de mar de 2011.

PREUPER, H. R. S.; et al. Relationship between psychological factors and performance-based and self-reported disability in chronic low back pain. **European Spine Journal**, v. 17, p. 1448-1456, 2008.

RAIC, V.; PAVIC, A.; BROWNJOHN, J. M. W. Experimental identification and analytical modeling of human walking forces: literature review. **Journal of Sound and Vibration**, v. 326, p. 1-49, 2009.

RENEMAN, M. F.; et al. Are pain intensity and pain related fear to functional capacity evaluation performances of patients with chronic low back pain? **Journal of Occupational Rehabilitation**, v. 17, p. 247-258, 2007.

REULER, J. A. Low back pain [special article]. **West Journal of Medicine**, v. 143, p. 259-265, 1985.

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

SAMPAIO, R. F.; et al. Aplicação da classificação internacional de funcionalidade e saúde (CIF) na prática clínica do fisioterapeuta. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 9, n. 2, p. 1-7, 2005.

SELLES, R. W.; et al. Disorders in trunk rotation during walking in patients with low back pain: a dynamical systems approach. **Clinical Biomechanics**, v. 16, p. 175-181, 2001.

SIH, B. L.; STUHMILLER, J. H. The metabolic cost of force generation. **Medicine Science Sports and Exercise**, v. 35, n. 35, p. 623-629, 2003.

TAYLOR, C. R.; HEGLUND, N. C. Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. **Annual Review of Physiology**, v. 44, p. 97-107, 1982.

TAYLOR, N. F.; EVANS, O. M.; GOLDIE, P. A. The effect of walking faster on people with acute low back pain. **European Spine Journal**, v. 12, p. 166-172, 2003.

WALSH, D. A.; et al. Performance problems of patients with chronic low back pain and the measurement of patient-centered outcome. **Spine**, v. 29, n. 1, p. 87-93, 2004.

WAND, B. M.; O'CONNELL, N. E. Chronic non-specific low back pain – sub-groups or a single mechanism? **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 9, n. 11, 2008. Doi: 10.1186/1471-2474-9-11. Acesso em 10 mar de 2011.

WATERS, R. L.; MULROY, S. The energy expenditure of normal and pathologic gait. **Gait Posture**, v. 9, p. 207-231, 1999.

WILLIAMS, D. M.; et al. Interventions to increase walking behavior. **Medicine Science Sports and Exercise**, v. 40, suppl 7, p. S567-S573, 2008.

WOOD, P. B. Variations in brain gray matter associated with chronic pain. **Current Rheumatology Reports**, v. 12, p. 462-469, 2010.

VOGT, L. V.; et al. Influences of nonspecific low back pain on three-dimensional lumbar spine kinematics in locomotion. **Spine**, v. 26, n. 17, p. 1910-1919, 2001.

ZENKER, S.; et al. Adjustment to chronic pain in back patients classified according to motivational stages of chronic pain management. **Journal of Pain**, v. 7, n. 6, p. 417-427, 2006.

ZUSMAN, M. Forebrain-mediated sensitization of central pain pathways: 'non-specific' pain and a new image for MT. **Manual Therapy**, v. 7, n. 2, p. 80-88, 2002.

FICHA DE TRIAGEM

DATA DA AVALIAÇÃO: _____

IDENTIFICAÇÃO:

Nome: _____

Data de nascimento: _____ **Sexo:** _____ **Estado civil:** _____ **Profissão:** _____

Massa corporal : _____ **Estatura:** _____ **IMC (MC/altura²):** _____ **Altura trocanter (m):** Dir (____) Esq (____)

ANAMNESE:

- Tem dor lombar? (final das costelas até a região glútea) () S () N
- Há quanto tempo vc tem dor lombar? _____
- Tem dor em outros lugares da coluna? () S () N _____
- A dor irradia para os MMII? () S () N
- Tem formigamento? () S () N
- Tem problemas ou dor nas articulações do joelho, quadril ou tornozelo? () S () N
- Teve alguma fratura no último ano? () S () N _____
- É sedentário? () S () N
- Fez alguma cirurgia nos últimos 3 anos? () S () N / Onde? _____
- É fumante? () S () N
- A dor que vc sente melhora com o repouso? () S () N
- A dor que vc sente piora com o movimento? () S () N
- Toma medicamento para pressão alta? () S () N
- Consegue controlar a pressão? () S () N
- Já fez alguma cirurgia na coluna? () S () N
- Se vc tivesse que dar uma nota para sua dor para os últimos meses entre 0 e 10: seria? _____
- Já andou de esteira rolante alguma vez? () S () N
- Há rigidez ao repouso? () S () N
- A dor é pior: () pela manhã; () à noite () indiferente () sem padrão
- Apresenta parestesia na região perineal ou área pélvica? () S () N
- Antes da lesão se manifestar, você modificou ou efetuou qualquer atividade repetitiva ou de alto esforço inusitado? () S () N
- Realiza, no momento, qualquer outro tipo de tratamento () S () N
- Tem lesão neurológica central () S () N
- Tem dificuldade na micção? () S () N Qual? _____
- Tem irregularidade na função intestinal? () S () N Qual? _____
- Tem lesão osteomuscular em outra articulação. () S () N / Qual? _____

- Relata outras alterações sistêmicas? () S () N. Qual?
() Cardíaca: hipertensão () Arritmia () infarto () insuficiência cardíaca () outra ()
() Pulmonar: Asma () bronquite () enfisema () outra ()
() Renal: Nefrites () insuficiência renal () outra ()
() Hormonal: Diabetes (), hiper/hipotireoidismo () outra ()
() Vascular: varicosas (), varizes () outra ()
() Outra: _____

“Bandeiras Vermelhas”

- dor ininterrupta grave (S) (N)
- dor não afetada por medicação ou posição (S) (N)
- dor noturna intensa (nível 10 na EVA) (S) (N)
- dor intensa s/ história de lesão (S) (N)
- espasmo grave (S) (N)
- emagrecimento súbito (S) (N)
- suores noturnos intensos (molha muito o lençol) (S) (N)
- apresenta déficits em sensibilidade importante? () S () N Onde? _____

VERSÃO BRASILEIRA DO ÍNDICE DE CAPACIDADE DE OSWESTRY (VIGATTO, ALEXANDRE, CORREA FILHO, 2007)

Seção 1 – Intensidade da dor

- Não sinto dor no momento.
- A dor é muito leve no momento.
- A dor é moderada no momento.
- A dor é razoavelmente intensa no momento.
- A dor é muito intensa no momento.
- A dor é a pior que se possa imaginar no momento.

Seção 2 – Cuidados pessoais (lavar-se, vestir-se etc.)

- Posso cuidar de mim mesmo normalmente sem que isso aumente a dor.
- Posso cuidar de mim mesmo normalmente, mas sinto muita dor.
- Sinto dor ao cuidar de mim mesmo e faço isso lentamente e com cuidado.
- Necessito de alguma ajuda, porém consigo fazer a maior parte dos meus cuidados pessoais.
- Necessito de ajuda diária na maioria dos aspectos de meus cuidados pessoais.
- Não consigo me vestir, lavo-me com dificuldade e permaneço na cama.

Seção 3 – Levantar objetos.

- Consigo levantar objetos pesados sem aumentar a dor.
- Consigo levantar objetos pesados, mas isso aumenta a dor.
- A dor me impede de levantar objetos pesados do chão, mas consigo levá-los se estiverem convenientemente posicionados, por exemplo, sobre uma mesa.
- A dor me impede de levantar objetos pesados, mas consigo levantar objetos leves a moderados se estiverem convenientemente posicionados.
- Consigo levantar apenas objetos muito leves.
- Não consigo levantar ou carregar absolutamente nada.

Seção 4 - Caminhar

- A dor não me impede de caminhar qualquer distância.
- A dor me impede de caminhar mais de 1.600 metros (aproximadamente 16 quarteirões de 100 metros).
- A dor me impede de caminhar mais de 800 metros (aproximadamente 8 quarteirões de 100 metros).
- A dor me impede de caminhar mais de 400 metros (aproximadamente 4 quarteirões de 100 metros).
- Só consigo andar usando uma bengala ou muletas.
- Fico na cama a maior parte do tempo e preciso me arrastar para ir ao banheiro.

Seção 5 – Sentar

- Consigo sentar em qualquer cadeira durante o tempo que quiser.
- Consigo sentar em uma cadeira confortável durante o tempo que quiser.
- A dor me impede de ficar sentado por mais de 1 hora.
- A dor me impede de ficar sentado por mais de meia hora.
- A dor me impede de ficar sentado por mais de 10 minutos.
- A dor me impede de sentar.

Seção 6 – Ficar em pé

- Consigo ficar em pé quanto tempo eu quiser sem dor extra.
- Posso ficar em pé quanto tempo eu quiser, mas causa-me dor extra.
- A dor me impede de ficar em pé durante mais de 1 hora.
- A dor me impede de ficar em pé durante mais de meia hora.
- A dor me impede de ficar em pé durante mais de 10 minutos.
- A dor me impede de ficar em pé.

Seção 7 – Dormir

- Meu sono nunca é perturbado pela dor.
- Meu sono é ocasionalmente perturbado pela dor.
- Durmo menos de 6 horas por causa da dor.
- Durmo menos de 4 horas por causa da dor.
- Durmo menos de 2 horas por causa da dor.
- A dor me impede totalmente de dormir.

Seção 8 – Vida sexual (se aplicável)

- Minha vida sexual é normal e não aumenta a dor.
- Minha vida sexual é normal, mas causa um pouco mais de dor.
- Minha vida sexual é quase normal, mas causa muita dor.
- Minha vida sexual é severamente limitada pela dor.
- Minha vida sexual é quase ausente por causa da dor.
- A dor me impede de ter uma vida sexual.

Seção 9 – Vida social

- Minha vida social é normal e não aumenta a dor.
- Minha vida social é normal, mas aumenta a dor.
- A dor não tem efeito importante na minha vida social, porém limita alguns interesses que demandam mais energia, como por exemplo, esporte, etc.
- A dor tem restringido minha vida social e não saio de casa com tanta frequência.
- A dor tem restringido minha vida social ao meu lar.
- Não tenho vida social por causa da dor.

Seção 10 – Locomoção (ônibus/carro/táxi)

- Posso ir a qualquer lugar sem sentir dor.
- Posso ir a qualquer lugar, mas isso aumenta a dor.
- A dor é intensa, mas consigo me locomover durante 2 horas.
- A dor restringe-me a locomoções de menos de 1 hora.
- A dor restringe-me a pequenas locomoções necessárias de menos de 30 minutos.
- A dor impede de locomover-me, exceto para receber tratamento.