

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
DESENVOLVIMENTO HUMANO E TECNOLOGIAS

DENISE MARTINELI ROSSI

AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA E DINAMOMÉTRICA DO TRONCO DE
JOVENS COM E SEM DOR LOMBAR CRÔNICA INESPECÍFICA

Dissertação apresentada ao
Instituto de Biociências do
Câmpus de Rio Claro,
Universidade Estadual Paulista,
para obtenção do título de Mestre
em Desenvolvimento Humano e
Tecnologias.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega

Rio Claro, 2013

Denise Martineli Rossi

Análise eletromiográfica e dinamométrica do tronco de jovens com e sem dor lombar crônica inespecífica

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências do Câmpus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, para obtenção do título de Mestre em Desenvolvimento Humano e Tecnologias.

Comissão Examinadora

Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega – Orientador
Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional – Unesp Campus de Marília

Profa. Dra. Amélia Pasqual Marques
Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional
USP -. Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

Prof. Dra. Cristiane Rodrigues Pedroni
Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional – Unesp Campus de Marília

Rio Claro, SP ____ de _____ de 2013

796.022 Rossi, Denise Martineli
R831a Avaliação eletromiográfica e dinamométrica do tronco de
jovens com e sem dor lombar crônica inespecífica / Denise
Martineli Rossi. - Rio Claro, 2013
77 f. : il., figs., gráfs., tabs.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista,
Instituto de Biociências de Rio Claro
Orientador: Marcelo Tavella Navega

1. Cinesiologia. 2. Variáveis biomecânica. 3.
Eletromiografia. 4. Dinamometria isocinética. 5.
Propriocepção. I. Título.

Ficha Catalográfica elaborada pela STATI - Biblioteca da UNESP
Campus de Rio Claro/SP

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha mãe, Marlene Martineli Rossi, maior exemplo de pessoa, de mulher e de amor sincero. Obrigada por sempre estar comigo apesar de todas as dificuldades.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega, agradeço por ter me despertado e me encorajado a seguir este caminho me auxiliando academicamente e pessoalmente em cada obstáculo, em cada derrota e em cada conquista. Sinto-me muito feliz em compartilhar essa realização com você, como meu orientador, professor e amigo. Obrigada por tudo.

Agradeço às minhas irmãs, Débora e Daniele, por serem tão fundamentais e essenciais na minha vida. Ao lado de vocês, qualquer grande dificuldade se torna um pequeno problema. Obrigada por todo companheirismo e amor sincero.

Agradeço ao meu amigo e namorado, Leandro, por tanta paciência em ouvir os mesmos desabaços, por todos os conselhos e carinhos nos momentos difíceis. Obrigada por me fazer sorrir e por estar comigo ao longo desta jornada.

Agradeço aos meus colegas Mary Hellen, Fernanda, Aline, Deborah, Renata, Tonho, Luciano, Gabriela, Nise, Camilla, Alex, Pedro e Márcio pela amizade, pelo aprendizado, pelas trocas de experiências e pelo excelente trabalho em equipe.

Aos professores Dr. Mauro Gonçalves e Dr. Adalgiso Coscrato, obrigada pelo apoio e pela oportunidade em poder trabalhar com este grupo de pesquisa no Laboratório de Biomecânica.

Agradeço às professoras Dra. Amélia Pasqual Marques e Dra. Cristiane por aceitarem prontamente a fazer parte da banca examinadora deste trabalho a fim contribuírem essencialmente para o engrandecimento do mesmo.

Agradeço também a todos os meus professores da graduação da Unesp de Marília. Vocês são minha maior motivação e referência de qualidade profissional e pessoal. Almejo um dia ser como vocês, professores determinados, pacientes, éticos e responsáveis. Muito obrigada a todos vocês.

Por fim, agradeço a Capes e à Fundunesp pelo apoio financeiro fundamental a este trabalho.

EPÍGRAFE

“O conhecimento é orgulhoso por ter aprendido tanto, a sabedoria é humilde por não
saber mais.”

(William Cowper)

RESUMO

A dor lombar crônica inespecífica é um sintoma musculoesquelético de grande incidência que leva a prejuízos na funcionalidade e na qualidade de vida, além de acarretar gastos significativos ao sistema de saúde. Esse sintoma apresenta etiologia multifatorial e está relacionado a variáveis neuromusculares, proprioceptivas e capacidades físicas como força e resistência muscular. Com isso, o objetivo deste estudo foi avaliar variáveis biomecânicas e verificar o poder de discriminação destas, entre jovens com dor lombar crônica inespecífica e assintomáticas. Participaram do estudo 28 indivíduos do gênero feminino, na faixa etária entre 18 e 30 anos, na qual foram divididas em dois grupos, conforme o relato de dor lombar nos seis meses prévios ao estudo, sendo um grupo com dor lombar (GDL, n=14) e um grupo controle (GC, n=14). No primeiro dia, as voluntárias foram submetidas a avaliação da intensidade da dor por meio da Escala Visual Analógica (EVA), avaliação proprioceptiva do tronco no Dinamômetro Isocinético por meio do teste de reposicionamento passivo do tronco, antes e após a avaliação de resistência muscular (Teste de Biering-Sorensen), a fim de investigar o efeito da fadiga na propriocepção do tronco. Neste mesmo dia, as voluntárias realizaram familiarização e avaliação isométrica do tronco. No segundo dia, foi repetido o protocolo de avaliação isométrica e simultaneamente a essa avaliação, foi coletado o sinal eletromiográfico dos músculos locais oblíquo interno (OI) e multifídeos (MU) e músculos globais, reto abdominal (RA) e longuíssimo do tórax (LT), bilateralmente. Neste estudo, também foram avaliadas as variáveis Taxa de Desenvolvimento de Força (TDF) e a Taxa de Aumento Eletromiográfico (TAE) partir de diferentes modos de processamento do sinal dinamométrico e eletromiográfico. O GDL apresentou maior intensidade da dor comparado ao GC antes do teste de resistência, mas posteriormente ao teste, os grupos não diferiram entre si. Além disso, jovens com dor lombar apresentaram menores valores de pico de torque extensor (23%), pico de torque extensor e flexor normalizado pela massa corporal, 30% e 19% respectivamente, comparadas a jovens assintomáticas. A resistência muscular também diferiu indivíduos com e sem dor, na qual o GDL apresentou um tempo de resistência médio de 85 segundos e o GC um tempo médio de 134 segundos. A propriocepção do tronco não identificou diferenças entre os grupos, tanto antes como após o teste de resistência muscular. Do mesmo modo, as variáveis de ativação muscular agonista e razão de ativação também não diferiram entre os grupos e consequentemente apresentaram baixo poder de discriminação entre os grupos. Com relação a variável ativação antagonista do tronco, ambos os grupos, na flexão do tronco, coativaram mais a musculatura local do tronco, mas o GC apresentou maiores valores do que o GDL. Para a extensão do tronco, apenas o GDL coativou mais a musculatura local (OI) em comparação com a musculatura global (RA), bilateralmente. Para as variáveis TDF e TAE, este estudo encontrou algumas diferenças entre os grupos para estas variáveis absolutas, mas não apresentaram diferenças quando normalizadas. A TDF absoluta da extensão do GC foi maior do que o GDL nos momentos de 100ms, 200ms e TDF pico. A TAE absoluta do GC foi maior para os músculos extensores globais do que os músculos locais, bilateralmente. Para os músculos flexores, os grupos diferiram quanto a TAE absoluta apenas no hemitórax direito. Assim, este estudo sugere que a maior coativação da musculatura local do tronco no GDL durante a extensão pode explicar os menores valores de torque pela inabilidade ou indisposição para exercer máximo

esforço que parece estar associado ao medo da dor ou da re-injúria. Com relação a TDF e a TAE, a dor lombar crônica inespecífica em indivíduos jovens e ativos influencia somente a TDF e TAE absolutas, sugerindo a influência desta condição principalmente na capacidade de produção de força máxima em determinado tempo, mas uma fraca relação do aspecto temporal da força. Além disso, diferenças anatômicas com relação a fixação, e conseqüente diferenças funcionais de músculos locais e globais, flexores e extensores, levaram a respostas específicas na TAE dos músculos do tronco refletindo diferentemente na TDF entre indivíduos com e sem dor lombar. Assim, dentre as variáveis neuromusculares investigadas, o pico de torque extensor, a resistência muscular e a intensidade da dor apresentou um forte poder de discriminação dos indivíduos. O mesmo não foi encontrado para a propriocepção do tronco e variáveis de ativação muscular. A TDF e a TAE absolutas também apresentaram diferenças relevantes entre os grupos, apontando a importância na avaliação destes parâmetros em situações de dor musculoesquelética crônica.

Palavras-chave: Dor Lombar. Eletromiografia. Dinamometria Isocinética. Propriocepção.

ABSTRACT

Nonspecific chronic low back pain is a musculoskeletal symptom of high incidence leading to losses in functionality and quality of life, and result in significant costs to the health system. This symptom has a multifactorial etiology and is related to neuromuscular and proprioceptive variables and physical abilities such as strength and muscular endurance. Thus, the aim of this study was to analyze the biomechanical variables between asymptomatic young and young with nonspecific chronic low back pain. The study included 28 healthy females, aged between 18 and 30 years, which were separated into two groups according to the report of back pain in the six months prior to the study, one group with low back pain (LBP, n = 14) and a control group (CG, n = 14). On the first day, the volunteers underwent trunk proprioceptive assessment in Isokinetic Dynamometer before and after a muscular endurance test in order to investigate the effect of fatigue on trunk proprioception. That same day, the volunteers performed familiarization and trunk isometric assessment. On the second day, was repeated the isometric evaluation and was simultaneously collected electromyographic signal of the local muscles, internal oblique (IO) and multifidus (MU) and global muscles, rectus abdominus (RA) and longissimus thoracis (LT), bilaterally. In this study, we evaluated the variables Rate of Force Development (RFD) and Rate Increase Electromyographic (RIE) from different processing modes dynamometric and electromyographic signal. The LBP had higher pain intensity compared to CG before testing resistance, but after the test, the groups did not were accepted each other. In addition, young people with low back pain had lower values of peak extensor torque (23%), peak extensor and flexor torque normalized by body mass, 30% and 19% respectively, compared to young asymptomatic. The endurance also differed subjects with and without pain which LBP presented a mean residence time of 85 seconds and an average CG 134 seconds. Trunk proprioception identified no differences between the groups, both before and after the endurance test. Similarly, the variables of muscle activation and agonist reason activation did not differ between the groups and therefore had low power of discrimination between the groups. With respect to the variable activation antagonist trunk, both groups in the trunk flexion, coactivated more local muscles of the trunk, but the CG showed higher values than the LBP. To the extent, only the LBP coactivated more muscle site (IO) compared with the overall muscle (RA) bilaterally. For variables RFD and RIE, this study found some differences between groups for these variables absolute, but not significantly different when normalized. The absolute extent of the RFD of the CG was higher than in the LBP time 100ms, 200ms and RFD peak. The RIE absolute CG was greater for the extensor muscles of the overall local muscles bilaterally. For the flexor muscles, the groups differed only in the RIE absolute right hemisphere. Thus, this study suggests that greater coactivation of the muscles of the trunk in place LBP during extension may explain the lower values of torque by the inability or unwillingness to exert maximum effort that appears to be linked to the fear of pain or re-injury. With respect to RDF and RIE, chronic nonspecific low back pain in young active influences only the absolute, suggesting the influence of this condition especially in the capacity of maximum force at any given time, but a weak relationship between the temporal aspect of strength. Furthermore, anatomical differences with respect to attachment, and subsequent functional differences of local and global muscles, flexors and extensors, led to specific responses in RIE trunk muscle reflecting differently on RFD between

individuals with and without low back pain. Thus, among the neuromuscular variables investigated, the peak extensor torque, muscular endurance and pain intensity showed strong discrimination power of individuals. The same was not found for proprioception and trunk muscle activation variables. The RFD and RIE absolute also showed significant differences between the groups, indicating the importance of evaluating those parameters in situations of chronic musculoskeletal pain.

Keywords: Low Back Pain. Electromyography. Isokinetic Dynamometer. Proprioception.

ABREVIATURAS

CIF	Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde
EMG	Eletromiografia
EVA	Escala Visual Analógica
GC	Grupo Controle
GDL	Grupo com dor lombar
IPAQ	Questionário Internacional de Atividade Física
LT	Longuíssimo do tórax
MU	Múltifido
OI	Obliquo interno
RA	Reto abdominal
TrA	Transverso do abdome
TDF	Taxa de Desenvolvimento de Força
TAE	Taxa de Aumento Eletromiográfico

SUMÁRIO

APRESENTAÇÃO.....	14
CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO E CONTEXTUALIZAÇÃO DO TEMA	15
CAPÍTULO 2 – Artigo: ANÁLISE DISCRIMINANTE DAS VARIÁVEIS NEUROMUSCULARES NA DOR LOMBAR CRÔNICA INESPECÍFICA	19
RESUMO.....	20
INTRODUÇÃO	21
MÉTODO.....	24
<i>Sujeitos</i>	24
<i>Procedimentos</i>	25
Avaliação da dor.....	25
Dinamômetro Isocinético	25
Avaliação Proprioceptiva	26
Avaliação da Resistência Muscular	26
Avaliação Isométrica	27
Avaliação Eletromiográfica	28
<i>Análise de dados</i>	28
Processamento dos dados	28
Análise Estatística	29
RESULTADOS	31
DISCUSSÃO	38
CONCLUSÃO.....	45
REFERÊNCIAS.....	46
Capítulo 3 – VARIÁVEIS NEUROMUSCULARES RELACIONADAS A DOR LOMBAR CRÔNICA.....	50
CAPÍTULO 4 – Artigo: TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE FORÇA E TAXA DE AUMENTO ELETROMIOGRÁFICO DO TRONCO DE JOVENS COM DOR LOMBAR CRÔNICA INESPECÍFICA.....	52
RESUMO.....	53
INTRODUÇÃO	54
MÉTODOS	57
<i>Sujeitos</i>	57
<i>Procedimentos</i>	58

Avaliação no Dinamômetro Isocinético	58
Avaliação Eletromiográfica	60
<i>Análise de dados</i>	61
Processamento dos dados	61
Análise Estatística	62
RESULTADOS	62
DISCUSSÃO	68
CONCLUSÃO.....	73
REFERÊNCIAS.....	74
CONSIDERAÇÕES FINAIS	77

APRESENTAÇÃO

A presente dissertação foi desenvolvida, sob a orientação do Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega, no Laboratório de Biomecânica da Universidade Estadual Paulista (campus de Rio Claro). A apresentação dá-se inicialmente por uma breve introdução com o objetivo de contextualização do tema principal e dois artigos científicos.

Os artigos que serão submetidos a revistas internacionais, estão apresentados em português com o objetivo de facilitar a apresentação dos mesmos. Com o mesmo intuito, as figuras e tabelas estão localizadas no corpo do texto dos artigos e não em páginas separadas, como na versão final para a submissão.

Abaixo estão listados os artigos científicos que serão apresentados, bem como seus respectivos autores e periódicos para os quais serão encaminhados.

Artigo 1: ROSSI, DM; MORCELLI, MH; COSCRATO, AC; DENADAI, BS; GONÇALVES, M; NAVEGA, MT. Análise discriminante entre variáveis neuromusculares na dor lombar crônica inespecífica. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*.

Artigo 2: ROSSI, DM; MORCELLI, MH; COSCRATO, AC; DENADAI, BS; GONÇALVES, M; NAVEGA, MT. Taxa de desenvolvimento de força e taxa de aumento eletromiográfico do tronco de jovens com dor lombar crônica inespecífica. *Clinical Biomechanics*.

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO E CONTEXTUALIZAÇÃO DO TEMA

A coluna vertebral, especificamente a região lombar, apresenta características como a flexibilidade e a rigidez, providas pela estabilidade estática e dinâmica. O conceito estabilidade dentro de um sistema dinâmico, como o corpo humano, descreve a habilidade do sistema neuromuscular em manter equilíbrio diante de perturbações cinéticas e cinemáticas (MOORHOUSE; GRANATA, 2007). A estabilidade dos segmentos da coluna vertebral é provida pela interação de três subsistemas: o ativo, composto por músculos esqueléticos que envolvem a coluna vertebral; o passivo, que constitui as vértebras e suas estruturas articulares, e o neural, formado por estruturas aferentes e eferentes e o controle neural central (PANJABI, 1992).

O subsistema ativo apresenta um papel fundamental no controle e na manutenção da estabilidade e dentre os mecanismos utilizados para a estabilização articular, o *stiffness* ou a rigidez músculo-articular, que é a capacidade de essas estruturas resistirem à perturbações; possibilita o ajuste contínuo e dinâmico da rigidez articular permitindo melhor adaptação do indivíduo às demandas ambientais. O *stiffness* pode ser entendido como uma relação entre o deslocamento articular e determinada força aplicada, na qual, quanto menor a força necessária para provocar movimento, menor o *stiffness* e maior a complacência do músculo (FONSECA, OCARINO e SILVA, 2005).

Sugere-se que o mecanismo mais utilizado para o controle do *stiffness* muscular é a co-ativação dos músculos antagonistas e agonistas em torno da articulação, a fim de proteção a possíveis perturbações durante a realização de atividades funcionais (FONSECA, OCARINO e SILVA, 2005). Neste sentido, em condições estáticas, a estabilidade ocorre principalmente por meio da co-ativação dos músculos abdominais e dos músculos localizados na região paravertebral, o que aumenta o *stiffness* do tronco. Em condições dinâmicas, a estabilidade é garantida pela rápida capacidade de geração de força e o adequado recrutamento de fibras musculares (VAN DIEËN et al., 2003).

Dentre os músculos que contribuem para estabilidade da coluna lombar, o diafragma e os músculos do assoalho pélvico possuem importante função no controle da pressão intra-abdominal, assim como a contração do músculo reto

abdominal (RA). Além disso, a literatura relacionada à estabilidade aponta uma diferenciação estrutural, histológica e funcional dos músculos do tronco. Desta forma, eles podem ser subdivididos em dois grupos: músculos locais ou segmentares e músculos globais ou multisegmentares (BERGMARK, 1989).

Os músculos locais cruzam apenas um ou poucos segmentos vertebrais e possuem inserção direta ou indireta nas vértebras. Assim, apesar de menor capacidade de geração de torque, músculos desse grupo, tais como multifido (MU), transverso do abdome (TrA) e o oblíquo interno (OI), agem na estabilização intersegmentar da coluna vertebral. Em contrapartida, os músculos globais cruzam vários segmentos vertebrais com inserções na pelve e no tórax. Assim, o maior braço de alavanca destes músculos, como o reto abdominal (RA) e o longuíssimo do tórax (LT), leva a uma maior produção de torque e controle da orientação de forças externas (BERGMARK, 1989; HODGES, 2003).

A ausência de adequada interação funcional dos subsistemas ativo, passivo e neural, somada à redução de capacidades físicas, como a diminuição da resistência muscular, desequilíbrio de forças, e inadequado recrutamento neuromuscular do tronco, levam a redução da estabilidade dos segmentos da coluna vertebral prejudicando a distribuição de cargas nesta região (EBENBICHLER et al., 2001). Essas alterações estão associadas a dor lombar crônica inespecífica, na qual não estão bem definidas as relações de causa e consequência.

Indivíduos com este sintoma musculoesquelético podem apresentar prejuízos na capacidade de realizar atividades de vida diária levando a adaptações neuromusculares inapropriadas para manter e/ou preservar funções como caminhar, correr ou outras atividades (POSADZKI, LIZIS e HAGNER- DERENGOWSKA, 2011). O impacto da dor na funcionalidade desses indivíduos pode ser expresso como o nível de incapacidade ou redução do funcionamento físico. Questionários auto-aplicáveis de incapacidade relacionados a dor lombar crônica focam na detecção de diminuição da capacidade física e alterações no desempenho de atividades cotidianas (OMS, 2001). Neste sentido, o questionário de disfunção Roland e Morris (QDRM), traduzido e validado para a população brasileira, é frequentemente utilizado para a mensuração do nível de incapacidade de indivíduos com dor lombar crônica (MONTEIRO et al., 2010).

A mensuração da força muscular do tronco é um importante componente de dimensão física entre indivíduos com dor lombar crônica (YAHIA et al., 2010). No

entanto, vários fatores podem influenciar ou alterar as medidas de força ou de torque muscular. Um problema inerente é a variabilidade intersujeitos por fatores como idade, sexo e o nível de atividade física (AMELL, 1997).

Além disso, na avaliação isocinética, alguns fatores como a estabilização do indivíduo, a posição escolhida para o teste, a velocidade dos movimentos e os tipos de contrações podem influenciar os resultados (SHIRADO et al., 1995). Estudos de pacientes com dor lombar crônica podem sofrer influência de fatores como heterogeneidade da amostra, que é consequente de fatores multicausais da dor lombar, pela cronicidade do quadro algico no dia da avaliação e também pela questão psicológica envolvida no teste (KELLER, HELLESNES e BROX, 2001).

A razão de torque é uma variável que provém uma percepção do equilíbrio dos músculos ao redor de uma articulação. Em indivíduos saudáveis, o torque extensor do tronco é maior quando comparado ao flexor. Deste modo, a razão média do pico de torque flexor e extensor está entre 0.5 e 1. No entanto, em indivíduos com dor lombar crônica inespecífica, devido ao maior déficit nos músculos extensores, ocorre uma inversão dessa razão, sendo esta maior que 1 (SHIRADO et al., 1995; YAHIA et al., 2010). Neste sentido, apesar da dificuldade dos estudos em determinar as causas da dor lombar crônica inespecífica pela sua etiologia multifatorial, estes têm encontrado fraqueza da musculatura extensora do tronco destes indivíduos quando comparados aos assintomáticos (YAHIA et al., 2010).

Outra variável que tem sido investigada na associação com as alterações neuromusculares na dor lombar inespecífica é a propriocepção. Esta pode ser definida como a informação aferente decorrente de terminações nervosas de áreas periféricas do corpo como cápsulas articulares, ligamentos, tendões, pele e músculos (RIBEIRO, MOTA e OLIVEIRA, 2007). Essas informações são transmitidas por meio de impulso neural codificado para os vários níveis do SNC, para que o conhecimento sobre: condições estáticas ou dinâmicas, equilíbrio ou desequilíbrio e relações biomecânicas de estresse/distensão, seja verificado e por sua vez, estas informações proprioceptivas podem influenciar o tônus muscular e programas de execução motora (RIBEIRO, OLIVEIRA, 2008).

A estrutura responsável pelo controle da amplitude média do movimento é o fuso muscular. Assim, a propriocepção contribui para a estabilidade articular, controle postural e motor e pode ser dividida em duas submodalidades: o senso de posição articular e o senso de movimento articular ou cinestesia (RIBEIRO, MOTA e

OLIVEIRA, 2007; LEE et al., 2010). O senso de posição articular determina a habilidade do indivíduo em conscientizar um ângulo articular pré-determinado e reproduzir ativamente ou passivamente o mesmo ângulo. O senso de movimento articular ou cinestesia é determinado pela detecção do movimento passivo do membro avaliado. Ambos componentes são importantes na geração de movimentos coordenados e suaves além da regulação do controle postural e de equilíbrio (RIBEIRO e OLIVEIRA, 2008).

Além disso, tem sido sugerido que sob condições de estresse, como uma sobrecarga mecânica ou fadiga, a habilidade de perceber mudanças no posicionamento lombar pode ser altamente afetada por alterações nos sinais aferentes sobre o senso de posição e movimento da coluna vertebral (YILMAZ et al., 2010). Na presença de fadiga muscular local, metabólitos e substâncias inflamatórias resultantes da contração muscular como, bradicinina, ácido aracnóide, potássio e ácido láctico, ativam nociceptores e interferem no padrão de descarga dos fusos musculares. Além disso, as vias neuromusculares aferentes e eferentes são moduladas via reflexos originados nas aferências musculares de pequeno diâmetro (aferências grupo III e IV) e são gerados em resposta a alterações metabólicas, que representa o componente central da propriocepção (ASCENÇÃO et al., 2003).

No entanto, apesar do conhecimento a cerca da redução das capacidades físicas e das alterações no controle neuromuscular que levam a instabilidade dos segmentos vertebrais e a dor, a literatura é inconclusiva quanto aos fatores de causa e efeito nesta população com este sintoma musculoesquelético. Neste sentido, este estudo pretende contribuir com a investigação de variáveis biomecânicas na dor lombar crônica inespecífica.

Assim, o objetivo do presente estudo foi avaliar variáveis neuromusculares e verificar o poder de discriminação destas entre jovens com dor lombar crônica inespecífica e jovens assintomáticas.

CAPÍTULO 2 – ARTIGO: ANÁLISE DISCRIMINANTE DAS VARIÁVEIS NEUROMUSCULARES NA DOR LOMBAR CRÔNICA INESPECÍFICA

Denise Martineli Rossi ^I; Mary Hellen Morcelli ^I, Adalgiso Croscato Cardozo ^{I, II}, Benetito Sérgio Denadai ^{I, II}, Mauro Gonçalves ^{I, II}, Marcelo Tavella Navega ^{I, III}

^I Programa de Pós-Graduação em Desenvolvimento Humano e Tecnologias. Instituto de Biociências – UNESP. Rio Claro, SP.

^{II} Departamento de Educação Física. Universidade Estadual Paulista. Instituto de Biociências – UNESP. Rio Claro, SP.

^{III} Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Filosofia e Ciências – UNESP. Marília, SP.

Endereço para correspondência:

Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega.

Av. Higyno Muzzi Filho, 737.

Bairro: Câmpus Universitário.

17.525-900 – Marília, SP

e-mail: navega@marilia.unesp.br

RESUMO

Apesar do conhecimento a cerca da redução das capacidades físicas como força e resistência muscular e das alterações no controle neuromuscular, a dor lombar crônica inespecífica apresenta complexidade etiológica e fatores multicausais. Assim, a investigação e a discriminação de variáveis biomecânicas podem contribuir para esclarecimento dos fatores associados a este sintoma. Desta forma, o objetivo do presente estudo foi analisar e verificar o poder de discriminação de variáveis neuromusculares na dor lombar crônica inespecífica. Vinte e oito jovens divididas em grupo com dor lombar (GDL, n= 14) e grupo controle (GC, n= 14) foram submetidas às seguintes avaliações: intensidade da dor por meio da Escala Visual Analógica (EVA), resistência muscular do tronco por meio do teste de Biering-Sorensen, propriocepção do tronco e avaliação isométrica no Dinamômetro Isocinético. Simultaneamente a avaliação isométrica, foi coletado o sinal eletromiográfico dos músculos globais, reto abdominal (RA) e longuíssimo do tórax (LT) e dos músculos locais, oblíquo interno (OI) e multifidos (MU), bilateralmente. O GDL apresentou maior intensidade da dor comparado ao GC antes do teste de resistência, mas posteriormente ao teste, os grupos não diferiram entre si. Além disso, jovens com dor lombar apresentaram menores valores de pico de torque extensor (23%), pico de torque extensor e flexor normalizado pela massa corporal, 30% e 19% respectivamente, comparadas a jovens assintomáticas. A resistência muscular também diferiu indivíduos com e sem dor, na qual o GDL apresentou um tempo de resistência médio de 85 segundos e o GC um tempo médio de 134 segundos. A propriocepção do tronco não identificou diferenças entre os grupos, tanto antes como após o teste de resistência muscular. Do mesmo modo, as variáveis de ativação muscular agonista e razão de ativação também não diferiram entre os grupos e conseqüentemente apresentaram baixo poder de discriminação entre os grupos. Assim, dentre as variáveis neuromusculares investigadas, o pico de torque extensor, a resistência muscular e a intensidade da dor apresentou um forte poder de discriminação dos indivíduos. O mesmo não foi encontrado para a propriocepção do tronco e variáveis de ativação muscular. Baseado nestes achados, a conduta clínica de indivíduos jovens que apresentam este sintoma musculoesquelético deve conter tanto treinamento de força como resistência, principalmente da musculatura extensora.

Palavras chave: Análise Discriminante. Dinamometria Isocinética. Eletromiografia.

INTRODUÇÃO

A dor lombar é a principal causa de absenteísmo e disfunção em adultos com menos de 45 anos de idade. Considerada como a disfunção musculoesquelética mais comum na sociedade moderna, a dor lombar acarreta gastos significativos com elevados custos econômicos aos sistemas de saúde e previdência social (GASKELL, ENRIGHT e TYSON, 2007; POSADZKI, LIZIS e HAGNER-DERENGOWSKA, 2011). Estima-se que 75% a 85% dos casos, a dor lombar é inespecífica (POSADZKI, LIZIS e HAGNER-DERENGOWSKA, 2011) e cerca de 5% a 15% dos casos de dor lombar no Reino Unido tornam-se crônicos (GASKELL, ENRIGHT e TYSON, 2007). A Associação Internacional para Estudo da Dor reconhece dor crônica, em geral, como qualquer dor persistente por mais de três meses, embora para fins de investigação sejam indicados seis meses como período de definição (MALLIOU et al., 2006).

Embora a relação deste sintoma e o papel do gênero não apresenta consenso na literatura, Masiero et al. (2008) sugerem uma explicação em razão de seus resultados de maior prevalência feminina em adolescentes entre 13 e 15 anos. Estes autores sugerem que as mulheres apresentam menor limiar de dor que poderia estar relacionado a alterações hormonais da maturação mais precoce e a relação destas com a menstruação (MASIERO et al., 2008). Em contrapartida com a relação de gênero, observa-se unanimidade na literatura com a prevalência e a incidência da dor lombar aumentar com a idade (Smith e Leggat, 2007). Segundo Smith e Leggat (2007) embora a dor lombar seja um sintoma frequente na população jovem, alguns indivíduos desenvolvem uma situação crônica, com recorrentes queixas ao longo do tempo. Desta forma, devido a heterogeneidade da população com dor lombar e a fraca relação deste sintoma musculoesquelético com dados objetivos como evidências em imagens, a Organização Mundial da Saúde (OMS, 2001) desenvolveu a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF) como um instrumento de uniformização da terminologia internacionalmente empregada para a descrição da funcionalidade de pessoas incapacitantes. A CIF para dor lombar crônica indica 10 categorias funcionais do corpo altamente relevantes, na qual a “função muscular”, que inclui resistência, força e tônus muscular, está entre as categorias mais importantes (GRUTHER et al., 2009).

Além das variáveis relacionadas a função muscular, a propriocepção também tem sido associada com a dor lombar inespecífica. No entanto, estes estudos utilizam diferentes protocolos de medida e os resultados encontrados são conflitantes. Newcomer et al (2005) não encontraram diferenças na propriocepção entre grupo controle e indivíduos com dor lombar. Silfies et al (2007) também não encontraram diferenças na propriocepção entre atletas com e sem história de dor lombar. Em contrapartida, Lee et al (2010) sugerem que indivíduos com dor lombar tem menor precisão em detectar mudanças no posicionamento do tronco durante o teste de limiar de percepção de movimento. Deste modo, a literatura é inconclusiva quanto à influência da propriocepção na sintomatologia da dor lombar justificando sua importância na avaliação desta variável na discriminação dos sujeitos.

Os receptores musculares desempenham um papel fundamental no senso de posição articular. Neste sentido, há hipóteses de que a fadiga dos músculos paraespinhais prejudica a habilidade de sentir alterações na posição lombar, e essa disfunção proprioceptiva estaria relacionada à dor lombar crônica (RIBEIRO, MOTA e OLIVEIRA, 2007). Sobre condições de estresse, como uma sobrecarga mecânica ou fadiga, a habilidade de perceber mudanças no posicionamento lombar pode ser altamente afetada por alterações nos sinais aferentes sobre o senso de posição e movimento da coluna vertebral (YILMAZ et al., 2010). Yilmaz et al (2010) compararam a propriocepção do tronco de homens jovens com dor lombar crônica e indivíduos assintomáticos antes e após um protocolo de fadiga induzida por 15 contrações concêntricas no dinamômetro isocinético. Estes autores revelaram diferenças entre os grupos no erro de reposicionamento passivo na flexão de tronco antes e após a fadiga.

Outra maneira de avaliar a resistência da musculatura do tronco é por meio do teste de Biering Sorensen (BS). O BS é um teste de resistência isométrica da musculatura extensora lombar que apresenta alta reprodutividade e excelente precisão quando o objetivo é diferenciar indivíduos com e sem dor lombar. Desta forma, indivíduos com dor lombar apresentam menor resistência muscular durante a execução do teste (LATIMER et al., 1999; GRUTHER et al., 2009). Segundo Latimer et al. (1999) o teste apresentou resultados confiáveis para comparar indivíduos com e sem dor lombar crônica inespecífica e que a confiabilidade não é afetada pelo nível de atividade física. Neste estudo, a média entre os dois dias de avaliação foi

94.6 s para o grupo com dor lombar atual, 107.7 s para o grupo com história prévia de dor lombar nos últimos três meses e 132.6 s para os indivíduos assintomáticos.

Além de menor resistência da musculatura do tronco, a literatura tem apontado um déficit na força muscular do tronco, em indivíduos com dor lombar. Yahia et al (2010) indicam que estes indivíduos apresentam menores valores de pico de torque flexores e extensores de tronco, nas velocidades 60°/s e 90°/s comparados a indivíduos assintomáticos. O pico de torque extensor desses indivíduos tem se mostrado seletivamente deficiente, com valores de 30 a 50% menor em velocidades mais baixas e 50% em velocidades maiores, como demonstrado no estudo de Yahia et al (2010).

Durante perturbações do tronco, indivíduos com dor lombar apresentam menor ativação e maior assimetria de ativação dos músculos abdominais. Deste modo, a ausência ou o atraso na ativação muscular específica durante certos movimentos que ocorrem diversas vezes ao dia, com o tempo podem levar a estresse anormal na região lombar resultando em dor recorrente (NEWCOMER et al., 2002; ODDSSON; De LUCA, 2003). No estudo de Oddson, De Luca (2003), apesar dos indivíduos atletas com dor lombar apresentarem simetria no torque de extensão isométrica do tronco, foi verificada uma ativação assimétrica dos músculos longuíssimo do tórax, iliocostal lombar e multífidos indicados pelos desequilíbrios tanto na amplitude de ativação como na frequência mediana. Deste modo, indivíduos com dor lombar apresentam compensações estratégicas pela musculatura do tronco sob controle do sistema nervoso central com o objetivo de manter a estabilidade vertebral (SILFIES et al., 2007).

No entanto, apesar do conhecimento a cerca da redução das capacidades físicas como força e resistência muscular e das alterações no controle neuromuscular, a literatura é inconclusiva quanto aos fatores de causa e efeito e a influência de cada variável na disfunção musculoesquelética. Neste sentido, considerando a complexidade etiológica e os fatores multicausais da dor lombar crônica inespecífica, a investigação e a discriminação de variáveis proprioceptivas, eletromiográficas e dinamométricas podem contribuir para esclarecimento dos fatores associados aos sintomas, assim como auxiliar na elaboração de programas de intervenção. Assim, o objetivo do presente estudo foi avaliar variáveis biomecânicas e verificar o poder de discriminação destas entre jovens com e sem dor lombar crônica inespecífica.

MÉTODO

Sujeitos

Este estudo de caso-controle utilizou 28 indivíduos do gênero feminino (Tabela 1), recrutados de uma população universitária, na faixa etária entre 18 e 30 anos que foram classificadas como fisicamente ativas (ativo/muito ativo) por meio da aplicação do Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ). A partir de um estudo piloto, o tamanho amostral foi estimado considerando o tamanho do efeito de 1,04, probabilidade de erro de $\alpha = 0.05$ e poder de 0,85 para encontrar diferenças no tempo de resistência no teste de Biering-Sorensen. Para o cálculo amostral foi utilizado a variável tempo de resistência, pois esta apresentou maior n amostral comparada as outras variáveis testadas. Deste modo, as voluntárias foram divididas em dois grupos: grupo com dor lombar (GDL) (n=14) e grupo controle (GC) (n=14).

Os critérios de inclusão para o GDL foram: relato de presença de dor lombar por no mínimo seis meses prévios ao estudo. Os critérios de exclusão foram: sintomas neurológicos, discrepância entre os membros maior que dois centímetros, artrite reumatóide, hérnia de disco, tumor ou fratura vertebral (GRUTHER et al., 2009; FERREIRA, NAVEGA, 2010).

Para o grupo controle, os critérios de exclusão foram: presença de dor lombar ou ausência do trabalho/aula por conta da dor. Todas as voluntárias de ambos os grupos, GDL e GC, que apresentassem classificação do índice de massa corporal (IMC) maior que 29, 9 ou que já tivessem realizado cirurgia prévia de pelve ou coluna, foram excluídas da amostra (LARIVIÈRE et al., 2003). Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética Local (protocolo nº 084/2011) e todas as voluntárias assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Tabela 1 – Média e Desvio Padrão de idade, massa corporal, altura, IMC, Incapacidade e dor dos sujeitos do grupo com dor lombar (GDL) e do grupo controle (GC).

	GDL (n=14)	GDL (n=14)	p
Idade (anos)	24,14 (3,13)	22,21 (3,40)	0,131
Massa Corporal (kg)	61,68 (7,19)	58,2 (8,73)	0,256
Altura (m)	1,66 (0,05)	1,61 (0,06)	0,044*
IMC (kg/m²)	22,31 (2,12)	22,23 (1,98)	0,912

*p < 0,05

Procedimentos

A coleta de dados foi realizada em duas sessões. No primeiro dia, foram mensurados dados de massa corporal, estatura, comprimento dos membros inferiores, mensuração do nível de atividade física (Questionário Internacional de Atividade Física – IPAQ versão curta), do nível de incapacidade (Questionário de Incapacidade de Roland Morris) e também o nível de dor por meio da Escala Visual Analógica (EVA). Posteriormente as voluntárias foram submetidas à avaliação proprioceptiva do tronco que foi realizada no Dinamômetro Isocinético por meio do teste de reprodução passiva do movimento. Posteriormente, as voluntárias realizaram a avaliação de resistência muscular por meio do teste de Biering-Sorensen (BS), e imediatamente após foi repetida a avaliação da propriocepção do tronco no Dinamômetro Isocinético. Neste mesmo dia, as voluntárias realizaram familiarização e avaliação isométrica, nos movimentos de flexão e extensão do tronco, no Dinamômetro Isocinético.

No segundo dia, foi repetido apenas o protocolo de avaliação isométrica, na qual para análise dos dados foram utilizados os dados referentes a essa avaliação. Sincronicamente a essa avaliação, foi coletado o sinal EMG dos músculos RA, OI, MU e LT, bilateralmente.

Avaliação da dor

A intensidade da dor foi verificada utilizando a Escala Visual Analógica (EVA). A EVA consiste de uma linha reta horizontal ou vertical de 100 milímetros, na qual uma das extremidades da reta indica “sem dor” e a outra extremidade indica “pior dor possível”. Deste modo, o indivíduo avaliado indicava a intensidade de sua dor (MATAMALAS et al., 2010) antes e após o teste de resistência de BS.

Dinamômetro Isocinético

As avaliações no Dinamômetro Isocinético System 4 PRO (Biodex®) foram realizadas por meio da acoplagem de uma cadeira especial (Dual position Back Ex/Flex Attachment) no modo Seated-Compressed. Desta forma, as voluntárias foram posicionadas na posição sentada e estabilizadas por meio de um dispositivo para manutenção do joelho fletido a 90° e cintos especiais que se fixam no tórax, na

região da articulação do quadril e no terço médio da coxa, conforme recomendações do fabricante do equipamento. O eixo mecânico do dinamômetro foi alinhado a espinha íliaca antero-superior (EIAS) que segundo Grabiner et al (1990) apresenta menor variabilidade, além do fato deste eixo ser uma referência anatômica bilateral e facilmente palpável.

Avaliação Proprioceptiva

A propriocepção do tronco foi avaliada no Dinamômetro Isocinético por meio do teste de reprodução passiva do movimento, na qual o indivíduo permanecia com os olhos vendados. A partir da posição sentada com 90° de flexão de quadril, o dinamômetro movia em uma velocidade angular de 1°/s no sentido da flexão do tronco em uma amplitude total de 20°. Era então solicitado que as voluntárias memorizassem essa posição que era mantida por dez segundos. Em seguida, o equipamento retornava a posição inicial. A partir daí, o equipamento movia novamente na mesma velocidade e direção e as voluntárias eram instruídas a interromper a amplitude pelo acionamento de um dispositivo manual quando houvesse percepção da posição previamente familiarizada (YILMAZ et al., 2010). O equipamento fornecia a medida, em graus, da posição que cada voluntária acionou o dispositivo e a distância da posição alvo. Cada voluntária realizou o teste duas vezes e foi utilizada a média do erro das medidas para excluir a influência do fator de aprendizagem (YILMAZ et al., 2010).

Avaliação da Resistência Muscular

A avaliação da resistência muscular foi realizada por meio do teste de Biering-Sorensen. Neste teste, o indivíduo era mantido na postura em prono e firmemente estabilizado por meio de cintos no nível do quadril, dos joelhos e dos pés. A parte superior do tronco ficava suspensa no nível da EIAS com os membros superiores cruzados no tronco (Figura 1). O teste mensurou o tempo que o indivíduo era capaz de manter a parte superior do corpo na posição horizontal (GRUTHER et al., 2009).



Figura 1 - Posicionamento durante o teste de Biering-Sorensen

As voluntárias foram instruídas a manter o tronco na posição horizontal e manter esse alinhamento pelo maior tempo possível. O critério para término do teste foi a impossibilidade do indivíduo manter a posição horizontal do tronco. Foi utilizado um eletrogoniômetro (Inline 1D/2D Electrical Goniometer Noraxon® U.S.A) na qual foi posicionado na linha axilar média do tronco, no nível da EIAS, para medir a posição do tronco durante o teste. Para isso, foi utilizado um monitor demonstrando a angulação do tronco, como forma de *feedback* para que o indivíduo mantivesse o posicionamento adequado. Foi determinada uma amplitude limite de 10° de movimentos do tronco, se o indivíduo ultrapassasse esse limite, o teste era interrompido (LATIMER et al., 1999, GRUTHER et al., 2009).

Avaliação Isométrica

A avaliação isométrica do tronco foi realizada em dois dias distintos, na qual os valores obtidos da segunda avaliação foram utilizados para análise. Keller, Hellesnes e Brox (2001) e Gruther et al. (2009) indicam efeitos de aprendizagem nesta avaliação e sugerem que as medidas sejam repetidas e que o segundo valor seja utilizado como referência. A avaliação isométrica do tronco foi realizada sincronicamente com o sistema de eletromiografia por meio da placa de sincronização TM 2400 G2 receiver Analog Input Board (Noraxon®).

Para isso, foi solicitado que as voluntárias segurassem na alça do tronco com suas mãos sem contrair os membros superiores e se algum destes movimentos fosse observado, o teste era repetido após um período de no mínimo 3 minutos (RIPAMONTI, COLIN e RAHMANI, 2008). Além disso, as voluntárias eram encorajadas verbalmente sempre pelo mesmo examinador a realizarem o maior e mais rápido esforço possível.

Para a realização da contração isométrica, o tronco foi mantido em 60° de flexão, na qual as voluntárias realizaram 6 contrações isométricas mantendo 5 segundos cada contração, sendo 3 para flexão e 3 para extensão do tronco. Foi mantido um intervalo de 30 segundos de descanso entre as contrações de flexão e extensão do tronco.

Avaliação Eletromiográfica

Para a captação dos sinais eletromiográficos foi utilizado um módulo de aquisição de sinais biológicos por telemetria Telemetry 900 Myoresearch (Noraxon®) de 16 canais (modo de rejeição comum 100 dB, impedância de entrada maior que 10MΩ e ruído de base menor 1μV RMS), software da Myoresearch (Noraxon®), conectado a um conversor analógico-digital de 16 bit, calibrado com frequência de amostragem de 2000 Hz, ganho total de 2000 vezes (20 vezes no sensor e 100 vezes no equipamento). Foram utilizados eletrodos de superfície de Ag/AgCl (Miotec®), em configuração bipolar, com área de captação de 1cm de diâmetro e distância intereletrodos de 2cm. Previamente a colocação dos eletrodos, foi realizada a tricotomia e limpeza da pele com álcool, como forma de evitar possíveis interferências no sinal eletromiográfico (GONÇALVES et al., 2012).

Os eletrodos foram posicionados bilateralmente sobre os músculos: reto abdominal (RA), 3 cm superior à cicatriz onfálica e 2 cm lateral a linha média, orientado verticalmente; oblíquo interno (OI), 2 cm medialmente e inferiormente a espinha ílica ântero-superior (MARSHALL, MURPHY, 2003); longuíssimo o tórax (LT), orientado verticalmente a 2 cm lateral a linha média a partir do processo espinhoso de L1; e múltifido (MU), 2 cm lateral a linha média na direção do processo espinhoso de L5, orientado na direção da linha entre o espaço interespinhoso de L1-L2 e a espinha ílica pósterio inferior, segundo as normas do SENIAM (Hermens et al., 2000). O eletrodo de referência foi posicionado no processo estilóide do rádio.

Análise de dados

Processamento dos dados

Na avaliação isométrica, foram analisados os dados de torque e do sinal eletromiográfico, por meio de rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathworks®). O sinal do torque foi processado com um filtro digital de 4° ordem Butterworth com frequência de corte de 15 Hz. A partir disso, foi verificado o pico de torque na flexão e na extensão do tronco. As medidas de torque coletadas também foram normalizadas pela massa corporal de cada voluntário.

Para a análise da ativação muscular no momento do pico de torque (PT), foi utilizada uma janela de 100 ms (50 ms antes e 50 ms após o PT) nos movimentos de flexão e extensão do tronco. Para isso, o sinal EMG foi analisado no domínio do tempo por meio dos valores de Root Mean Square (RMS) que foi filtrado por meio de um filtro digital Butterworth de 4° ordem passa banda de 20 a 500 Hz. Os valores de RMS foram normalizados pelo RMS pico das contrações isométricas máximas. No movimento de flexão do tronco, foi calculado o RMS dos músculos OI e RA, direito e esquerdo; e no movimento de extensão do tronco foi calculado o RMS dos músculos MU e LT, direito e esquerdo.

Além disso, foi determinada a razão da amplitude de ativação mensurada pelo RMS no momento do pico de torque, entre os músculos bilaterais do tronco. Ou seja, durante a flexão do tronco, foi calculada a razão do RMS entre os músculos RAD e RAE e dos músculos OID e OIE, e da mesma forma para os músculos extensores, no movimento de extensão do tronco. A razão entre os músculos bilaterais permite uma análise sobre o equilíbrio da musculatura do tronco na produção de força, na qual, um valor próximo de um indica um ótimo equilíbrio muscular.

Para a análise da ativação antagonista durante a avaliação isométrica, foi calculada a amplitude do sinal EMG por meio de valores de RMS no pico de torque, dos músculos antagonistas ao movimento, ou seja, para a flexão do tronco, foi calculado o RMS dos músculos LT e MU, bilateralmente, e para a extensão do tronco, foi calculado o RMS dos músculos RA e OI, bilateralmente, no momento do pico de torque.

Análise Estatística

A análise dos dados foi realizada utilizando o pacote estatístico PASW 18.0 (SPSS Inc.). A normalidade dos dados foi verificada pelo teste *ShapiroWilk*. Posteriormente foi realizada a Análise de Variância Multivariada (MANOVA) e

Análise Discriminante dos dados a fim de investigar o poder de discriminação das variáveis dentre os grupos com e sem dor lombar.

Para as análises intra-grupos da variável de ativação muscular, ativação antagonista, foi utilizado o test t pareado para a normalidade da diferença assumida e o teste de Wilcoxon para normalidade da diferença não assumida. O nível de significância adotado foi 0.05.

RESULTADOS

O GDL apresentou um tempo médio de duração da dor (anos) de $4,85 \pm 3,73$ e incapacidade de $3,46 \pm 2,50$ a partir da aplicação do questionário de Incapacidade de Roland Morris (0 a 24). A respeito das variáveis: intensidade da dor, propriocepção, resistência muscular, pico de torque isométrico e pico de torque isométrico normalizado, a MANOVA identificou diferença significativa ($p = 0,008$, $F = 3,761$) entre os grupos, GC e GDL, investigados neste estudo referente à presença ou não do sintoma dor lombar crônica inespecífica.

Quanto a mensuração da intensidade da dor por meio da EVA (mm), foi possível identificar diferença entre grupos desta variável antes do teste de resistência de BS ($p=0,009$, $F=7,946$), mas não após ($p=0,414$, $F=0,690$). O GC antes do teste de BS não apresentou qualquer sintoma de dor (mm) (0 ± 0 , média e DP), mas após o teste este grupo relatou dor ($22,5 \pm 24,06$, média e DP). Já o GDL apresentou dor (mm) antes do teste ($12,84 \pm 17,05$, média e DP) e após o teste a intensidade da dor indicada aumentou ($28,92 \pm 16,07$, média e DP).

O GDL apresentou pior desempenho no teste de resistência de BS ($p=0,004$, $F=9,791$) representado por um tempo de resistência 36,5% menor comparado ao GC, como representado na Figura 2-A.

Em contrapartida, a propriocepção representada pelos valores de erro do reposicionamento passivo do tronco, não foi diferente entre os grupos, tanto antes ($p=0,664$, $F=0,193$) como após ($p=0,062$, $F=3,799$) o teste de Biering-Sorensen (Figura 2-B).

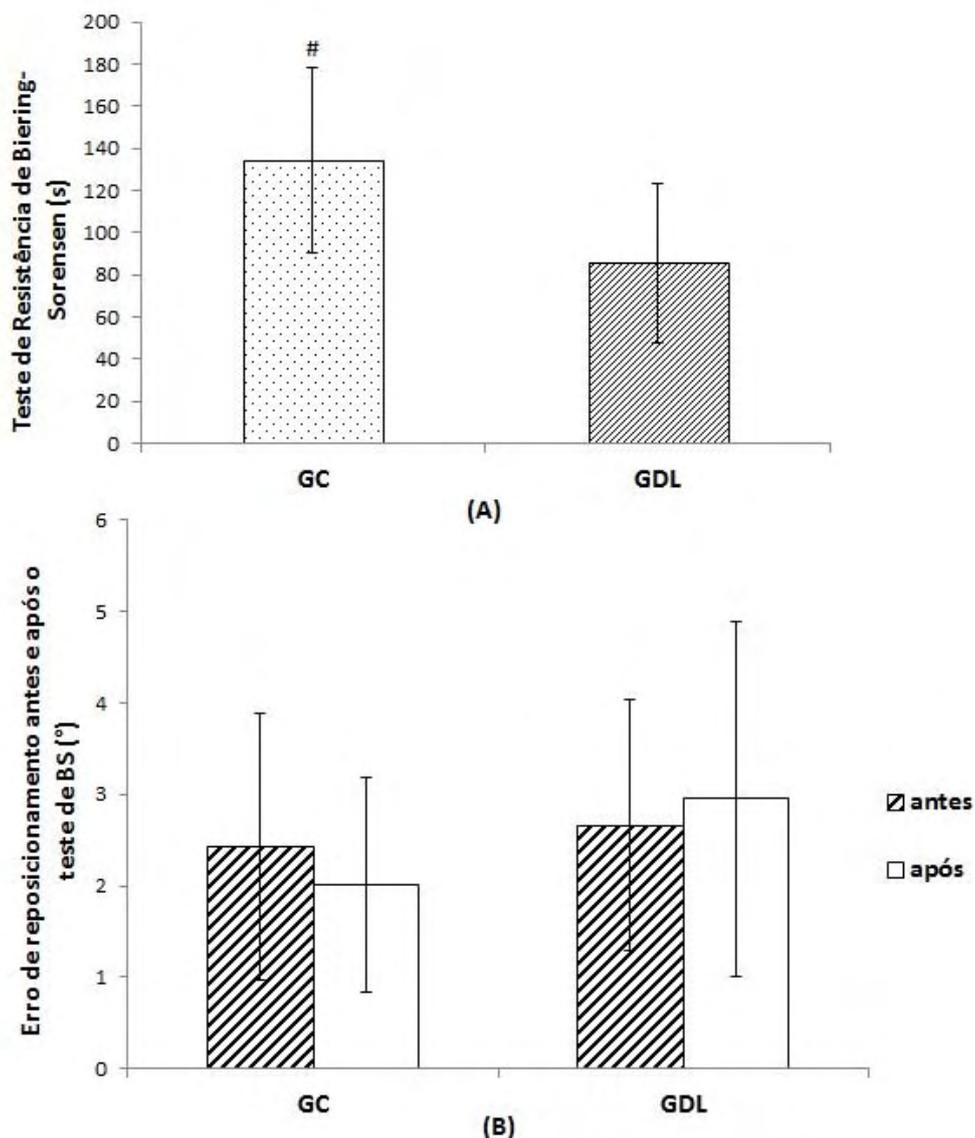


Figura 2 - Comparação do teste de Biering-Sorensen (s) e do Erro de Reposicionamento do Tronco (°) antes e após o teste, entre o grupo controle (GC, n=14) e o grupo com dor lombar (GDL, n=14).

$p < 0,05$, para GC maior do que GDL.

Com relação ao pico de torque isométrico extensor, o GC apresentou-se 22,76% maior comparado ao GDL ($p=0,014$, $F=6,948$). Já o pico de torque isométrico flexor não demonstrou diferença significativa ($p=0,113$, $F=2,695$). Com a normalização desta variável pela massa corporal do indivíduo, uma alteração no resultado foi encontrada para o pico de torque isométrico flexor ($p=0,023$, $F=5,846$) com um aumento do pico de torque do GC de 19,45% comparado ao GDL. A respeito do pico de torque isométrico extensor normalizado, esta variável também apresentou diferença entre os grupos ($p=0,001$, $F=13,178$) (Figura 3).

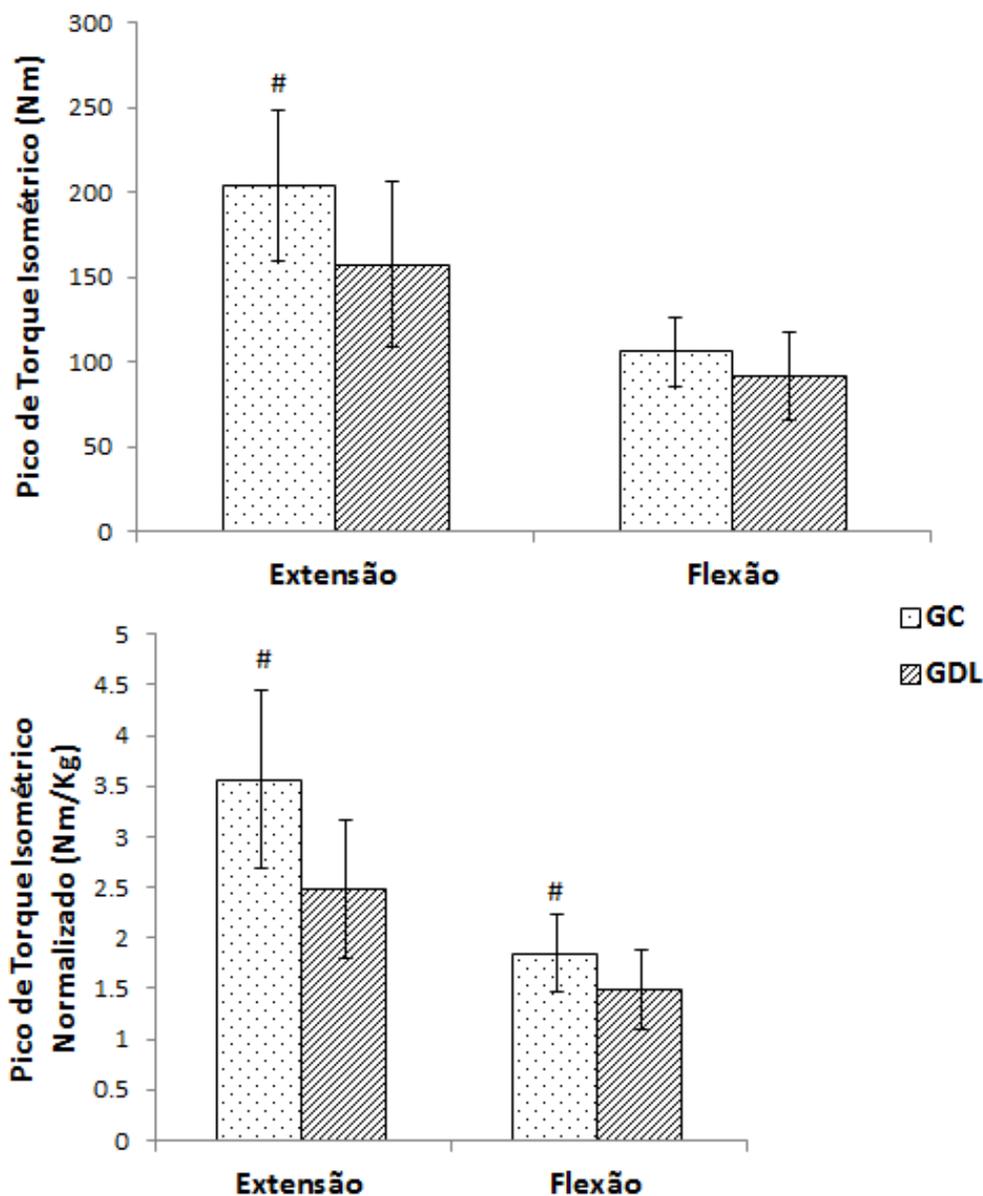


Figura 3 - Comparação do Pico de Torque Isométrico (Nm) e do Pico de Torque Normalizado pela massa corporal (Nm/kg), entre o grupo controle (GC, n=14) e o grupo com dor lombar (GDL, n=14).

$p < 0,05$, para GC maior do que GDL.

Dentre as variáveis de ativação muscular analisadas neste estudo referentes aos músculos anteriores locais e globais, OI e RA, e posteriores locais e globais, MU e LT, respectivamente, a MANOVA não identificou diferença significativa entre os grupos ($p=0,546$, $F=0,991$). Nesta análise, foi considerada a amplitude de ativação muscular representada pelo valor de RMS no momento do pico de torque para cada músculo em cada movimento, flexão ou extensão do tronco. A respeito dessa variável, como pode ser notado na Tabela 3, foi encontrado diferença entre os

grupos somente para o RMS do músculo LTE no movimento de extensão do tronco ($p < 0,05$).

A partir dos valores de RMS de cada músculo do tronco analisado bilateralmente no momento do pico de torque, foi analisada a razão de ativação entre os músculos do hemitórax direito e hemitórax esquerdo, a fim de investigar o equilíbrio da musculatura do tronco entre os grupos. Para essa variável, razão de ativação, os grupos não se mostraram diferentes ($p > 0,05$), como pode ser também observado na Tabela 3.

Tabela 3: Comparação da amplitude de ativação por meio dos valores de RMS no momento do pico de torque para cada músculo em cada movimento, e a razão de ativação entre os músculos bilaterais. Valores em média e desvio padrão.

		GC (n=14)	GDL (n=14)		
		Média (DP)	Média (DP)	p	F
		RMS (μV)			
Extensão	LTD	64,1 (20,04)	54,1 (22,85)	0,229	1,517
	LTE	71,29 (20,56)	54,85 (15,84)	0,025 #	5,617
	MUD	59,93 (21,47)	57,31 (23,87)	0,763	0,093
	MUE	72,44 (19,2)	61,44 (27,08)	0,226	1,536
Flexão	RAD	67,82 (13,41)	63,98 (18,97)	0,541	0,383
	RAE	63,64 (22,04)	62,37 (20,33)	0,876	0,025
	OID	60,06 (21,2)	60,4 (18,94)	0,965	0,002
	OIE	64,15 (13,56)	62,98 (18,91)	0,852	0,036
		Razão			
Extensão	LT	0,91 (0,27)	0,99 (0,4)	0,569	0,332
	MU	0,85 (0,34)	0,98 (0,32)	0,300	1,116
Flexão	RA	1,22 (0,65)	1,07 (0,3)	0,422	0,422
	OI	0,99 (0,41)	0,99 (0,4)	0,967	0,967

Legenda: Longuíssimo do tórax direito (LTD), Longuíssimo do tórax esquerdo (LTE), multifido direito (MUD), multifido esquerdo (MUE), Reto abdominal direito (RAD), Reto abdominal esquerdo (RAE), Oblíquo interno direito (OID), Oblíquo interno esquerdo (OIE).
$p < 0,05$ para GC maior do que GDL.

Dentre as variáveis de ativação muscular, a ativação antagonista do tronco, investigada pelo nível de ativação (RMS) dos músculos antagonistas ao movimento, apresentou algumas diferenças tanto entre os grupos, como dentro de cada grupo, comparando os músculos locais e globais.

A Figura 4 demonstra que houve diferença entre os grupos na ativação antagonista apenas para o músculo local extensor, bilateralmente, MUD ($p=0,027$, $F=5,509$) e MUE ($p=0,048$, $F=4,309$), durante a flexão do tronco. Ou seja, o GC apresentou em média 40% maior ativação antagonista dos músculos extensores locais durante a flexão do tronco comparado ao GDL.

Nas análises intra-grupos para as comparações de ativação antagonista entre os músculos locais e globais, o GC apresentou maior ativação antagonista dos músculos locais bilateralmente, apenas na flexão do tronco, na qual a ativação antagonista do MUD foi maior do que LTD ($p=0,003$) e MUE foi maior do que LTE ($p=0,009$).

Em contrapartida, para esta mesma variável, o GDL apresentou maior ativação antagonista tanto na extensão como na flexão do tronco. Na extensão, a ativação do OID e OIE foram maiores do que RAD e RAE, 52% e 44%, respectivamente. Na flexão do tronco, o GDL também apresentou maior ativação antagonista, com o RMS do músculo MUD 35% maior do que LTD ($p=0,005$) e MUE 27% maior do que LTE ($p=0,001$).

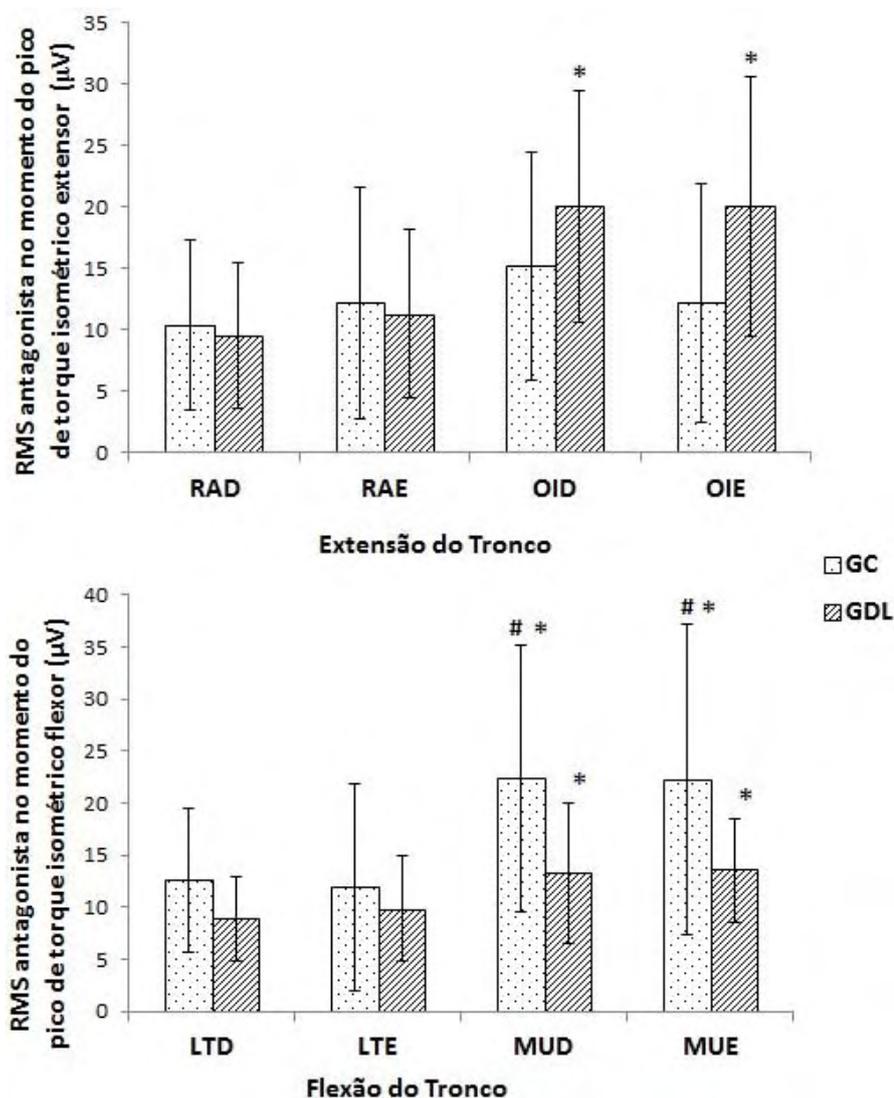


Figura 4 - Amplitude de ativação muscular (RMS) antagonista ao movimento, entre o grupo controle (GC, n=14) e o grupo com dor lombar (GDL, n=14).

$p < 0,05$, para GC maior do que GDL.

* $p < 0,05$, para músculos locais (OI e MU) maior do que músculos globais (RA e LT).

A Análise Discriminante teve a função de classificar os sujeitos dentro dos grupos com e sem dor. Para as variáveis independentes (resistência, dor antes e após, propriocepção antes e após, pico de torque isométrico e normalizada extensor e flexor) foi encontrada uma discriminação significativa entre os grupos ($WL=0,347$, $\chi^2= 22,745$, $df=9$, $p=0,007$), na qual as variáveis investigadas, 78,6% dos indivíduos com dor lombar foram classificados corretamente no GDL e 71,4% dos indivíduos assintomáticos foram classificados corretamente no GC. Além disso, as variáveis com maior poder de discriminação, em ordem decrescente foram: pico de torque

normalizado extensor, tempo de resistência, nível da dor (EVA) inicial, pico de torque extensor absoluto e pico de torque normalizado flexor.

Ao considerar as variáveis independentes de ativação muscular (amplitude de ativação pelo RMS de cada músculo, bilateralmente, no momento do pico de torque, razão entre o RMS dos músculos bilaterais do tronco e ativação antagonista ao movimento), a Análise Discriminante não apresentou diferença significativa na discriminação entre os grupos analisados ($WL= 0,261$, $\chi^2= 21,49$, $df=20$, $p=0,369$). Desta forma, variáveis de ativação muscular como amplitude, razão e ativação antagonista foram capazes de classificar adequadamente apenas 57,1% das jovens com dor no GDL e 42,9% das jovens sem dor lombar no GC.

DISCUSSÃO

Os tecidos do sistema vertebral como o anel fibroso e alguns ligamentos vertebrais contêm muitos nociceptores, células sensitivas a dor que respondem ao estresse tecidual, mecânico ou químico (MARRAS, 2012). Os nociceptores possuem um limiar de ativação que pode ser diminuído por respostas inflamatórias. No entanto, as respostas frente a estímulos dolorosos podem ser integradas centralmente no cérebro resultando em sensação de dor mesmo quando o estímulo doloroso ou inflamatório não está presente, caracterizando o processo de dor crônica (MARRAS, 2012). Além disso, a transmissão do sinal da dor é moderada por opióides endógenos e neurotransmissores (serotonina, noradrenalina) de vias descendentes, assim a percepção da dor é resultado de uma complexa interação de estimulação e inibição que por sua vez é influenciada por fatores comportamentais e emocionais (VELUCCI, 2012).

A cerca da complexidade etiológica e dos fatores multicausais da dor lombar crônica inespecífica, este estudo objetivou investigar e identificar o poder de discriminação de variáveis biomecânicas entre indivíduos jovens com e sem este sintoma. Quando analisadas em conjunto, variáveis como a resistência isométrica da musculatura extensora, pico de torque flexor e extensor, propriocepção e intensidade da dor, este estudo demonstrou uma diferenciação significativa entre os grupos analisados.

Este estudo investigou o sintoma dor lombar em uma população jovem. Apesar do aumento da prevalência da dor lombar aumentar com a idade, este sintoma tem se mostrado com bastante frequência na população jovem, na qual alguns indivíduos desenvolvem uma situação crônica com recorrentes queixas ao longo do tempo (SMITH e LEGGAT, 2007). O GDL apresentou uma média de duração da dor de 4,8 anos, caracterizando a dor lombar crônica. Frente a natureza subjetiva da dor e a possível variação deste sintoma ao longo do dia como durante longos períodos de tempo, ferramentas são desenvolvidas na tentativa de mensurá-la ou descrevê-la. Escalas unidimensionais como a escala visual analógica (EVA) são ferramentas úteis na mensuração da intensidade da dor e escalas multidimensionais como o Questionário de Dor McGill e Questionários de Incapacidades como o Roland Morris, mensuram tanto a intensidade da dor como a interferência desta na qualidade de

vida destes indivíduos (MONTEIRO et al., 2010; VELUCCI, 2012). O nível da dor mensurada pela EVA neste estudo mostrou-se significativamente diferente entre os grupos analisados e conseqüentemente demonstrou uma forte discriminação e correta classificação dos indivíduos dentro dos grupos. A intensidade da dor após o teste de resistência muscular não foi diferente entre os grupos, já que o GC também relatou dor após o teste.

Apesar da alta prevalência da dor lombar, não está claro na literatura a exata etiologia do tipo mais comum deste sintoma, a dor lombar crônica inespecífica. No entanto, sabe-se que pacientes que apresentam esta disfunção exibem padrões de movimentos alterados entre os episódios recorrentes e que por sua vez são fatores de risco para futuras exacerbações do sintoma (VELUCCI, 2012). Dentre as variáveis biomecânicas que interferem nestes padrões alterados, este estudo aponta fortes discriminantes entre os grupos como o pico de torque extensor e flexor e a resistência muscular.

O teste de resistência de Biering-Sorensen é considerado simples, reprodutível na prática clínica e apresenta boa precisão diagnóstica em diferenciar indivíduos com dor e sem dor lombar. Assim como apontado na literatura (LATIMER et al., 1999; GRUTHER et al., 2009), neste estudo, os sujeitos com dor lombar apresentaram pior desempenho do teste demonstrando um déficit de resistência da musculatura extensora do tronco. Além da diferença significativa demonstrada na análise multivariada, esta variável apresentou forte poder discriminativo apontado pela segunda posição das variáveis em ordem decrescente de poder de correta classificação dos indivíduos dentro de cada grupo.

A diminuição da resistência da musculatura extensora está associada com aumento da fatigabilidade muscular e sobrecarga a tecidos moles e estruturas passivas da coluna lombar (JOHNSON et al., 2009). O tempo de resistência de jovens assintomáticas deste estudo foi em média 134 segundos o que corrobora com Johnson et al (2009) que encontraram um valor médio de 138 segundos em adolescentes saudáveis. Mannion et al (2011) indicam que não só alterações fisiológicas mas também influências psicológicas estão associadas a menor resistência da musculatura extensora da população com dor lombar. Fatores como a motivação, a tolerância ao desconforto relacionado a fadiga muscular e especialmente em situações clínicas, a dor ou o medo de sentir dor, podem influenciar o resultado. No estudo de Mannion et al (2011) indivíduos com dor lombar

permaneceram 81,9 segundos em média na posição de teste o que corrobora com os achados deste estudo, na qual o GDL apresentou um tempo médio de 85,8 segundos. Neste mesmo estudo de Mannion et al (2011), a média de incapacidade dos indivíduos foi de 7, 86 no questionário de Incapacidade de Roland Morris, considerada “moderada”. A média de incapacidade do atual estudo foi de 3, 46 considerada “baixa”, o que possivelmente pode estar relacionado a população mais jovem do atual estudo comparado ao de Mannion et al (2011) que investigou indivíduos na faixa etária média de 48 anos. Além disso, as voluntárias do atual estudo foram consideradas fisicamente ativas o que comprova a fraca relação da dor com a incapacidade nesta população jovem.

Fatores antropométricos podem interferir no desempenho do teste de Biering-Sorensen (JOHNSON et al., 2009). Neste estudo, foi identificada diferença significativa na altura média entre o GC e GDL. No entanto, Johnson et al (2009) sugerem não haver correlação entre o desempenho no teste e a altura. No entanto, em contrapartida, existe uma correlação negativa entre a IMC e o tempo de resistência, ou seja, quanto maior o IMC menor a resistência da musculatura extensora.

Juntamente com a resistência da musculatura extensora lombar, a variável com maior poder de discriminação dos grupos demonstrada neste estudo foi o pico de torque isométrico extensor do tronco. Os dados deste estudo corroboram com os achados de Yahia et al (2010) que demonstram prejuízo do torque muscular extensor e flexor do tronco em indivíduos com dor lombar crônica, com maior diferença entre os grupos para o pico de torque extensor. A fraqueza muscular do tronco tem sido associada a síndrome de descondicionamento reportada nestes indivíduos que ocorrem após 4 ou 6 meses de inatividade resultando em capacidade física diminuída, perda da mobilidade espinhal, hipoextensibilidade dos músculos isquiotibiais e diminuição da performance dos músculos do tronco, predominantemente os extensores da coluna (YAHIA et al., 2010). Neste estudo, todos os voluntários de ambos os grupos foram considerados fisicamente ativos (muito ativos ou ativos) pelo IPAQ. Assim, o fator de inatividade física não pode ser considerado determinante para o menor pico de torque extensor e flexor do tronco do GDL.

Outro possível fator que pode estar associado ao menor torque do tronco do GDL pode ser o medo de sentir a dor ou medo de re-injúria associado a atividade

física ou movimentos vertebrais. Assim, a antecipação da dor ou o medo de induzir a dor podem resultar em uma inabilidade ou indisposição para exercer máximo esforço, resultando em menores valores de torque (DAVARIANA et al., 2012). Do mesmo modo, as adaptações neurais e alterações no controle motor dos indivíduos com dor lombar que persistem mesmo após a eliminação do estímulo doloroso, também têm sido indicadas como contribuintes da fraqueza da musculatura do tronco. Tsao, Galea e Hodges (2008) sugerem que alterações nos múltiplos níveis do sistema nervoso podem resultar em redistribuição da atividade entre os músculos do tronco resultando em mudanças nos comportamentos mecânicos nestes indivíduos.

A normalização dos valores de torque pela massa corporal tem sido utilizada a fim de controlar as diferenças entre os indivíduos e garantir mais precisamente o desempenho funcional muscular. Neste sentido, o atual estudo encontrou um resultado interessante. Somente para a flexão do tronco, os grupos apresentaram diferenças significativas entre si para os dados normalizados, mas não para os dados absolutos de torque, na qual o GC apresentou um valor 30,33 % maior comparado ao GDL. Este fato pode ser explicado pelo maior pico de torque do GC (106 Nm) somado a menor massa corporal média (58 kg) comparado ao GDL, pico de torque flexor (92 Nm) e massa corporal média (62 Kg). Apesar da ausência de diferença significativa destes componentes individualmente, quando calculados juntos para a normalização do torque resultaram em diferença significativa entre os grupos. No qual, o pico de torque normalizado é diretamente proporcional ao pico de torque absoluto e indiretamente proporcional a massa corporal. Assim, o GDL além de apresentar maior massa corporal média, demonstrou menor eficiência na capacidade máxima do pico de torque, explicando o resultado encontrado.

Jones et al (2012) investigaram as respostas posturais automáticas frente a alterações multidirecionais da superfície de suporte em indivíduos com dor lombar crônica em uma plataforma de força. Estes autores encontraram que indivíduos com dor lombar apresentaram estratégia de controle postural alterada refletida pela rigidez do tronco evidenciada pelo aumento da coativação da musculatura. Como consequência, a maior coativação do tronco levou a menor capacidade de produção de torque nestes indivíduos. Tem sido sugerido que esta população utiliza a estratégia padrão de aumentar a coativação da musculatura do tronco frente a perturbações do equilíbrio objetivando restringir os movimentos a fim de evitar a dor

(JOAHSON et al., 2011; JONES et al., 2012). Este fato pode também ser evidenciado pelo maior uso da estratégia do tornozelo do que a estratégia do quadril nesta população frente a situações de superfície instável, a fim de reduzir movimentos amplos ou acelerações do tronco que podem resultar em antecipação ou medo da dor iminente (JONES et al., 2012).

A mutualidade das respostas posturais como maior ativação da musculatura do tornozelo frente a situações de desequilíbrio e dado que essas alterações ocorrem distalmente ao local da dor sugere uma contribuição do comando central nas alterações encontradas em indivíduos com dor lombar (JOAHSON et al., 2011; JONES et al., 2012). Considerando a presença sugerida de disfunção proprioceptiva em indivíduos com dor lombar, é provável que estes indivíduos possam aumentar suas respostas posturais, como o aumento da coativação do tronco, independente da direção da perturbação a fim de compensar a falta de informação acurada (JONES et al., 2012). No entanto, esta variável apresenta resultados distintos na literatura com relação a sua influência na dor lombar, não só pelas diferentes metodologias utilizadas, mas também pela heterogeneidade da população investigada.

O atual estudo não identificou diferenças no teste de reposicionamento passivo do tronco entre jovens com e sem dor lombar e do mesmo modo, não detectou influência da fadiga da musculatura extensora, induzida pelo teste de Biering-Sorensen, na habilidade de reproduzir um ângulo pré-determinado do tronco. No entanto, apesar da ausência de diferença significativa, o GC apresentou menor erro de reposicionamento após o teste de resistência, enquanto que o GDL apresentou pior desempenho na avaliação proprioceptiva após o teste. Lee et al (2010) sugerem que os testes de reposicionamento ativo e passivo são menos sensíveis em identificar déficit proprioceptivo pois há influência da memória na tarefa, que por sua vez, varia dependendo da quantidade de tempo entre a apresentação da posição alvo e a execução do movimento. Também tem sido sugerido que as diferenças encontradas na literatura devem-se não só ao fato dos diferentes protocolos de avaliação, mas também com relação a idade dos participantes. Assim, a propriocepção tem se mostrado mais prejudicada em sujeitos mais velhos (média de 40 anos) comparados a sujeitos mais jovens (média de 19 anos) como consequência do processo natural do envelhecimento no controle neural e nos proprioceptores (SILFIES et al., 2007; LEE et al., 2010).

Neste estudo, as variáveis de ativação muscular (amplitude de ativação, razão entre os músculos bilaterais e ativação antagonista) não apresentaram poder estatístico na análise multivariada para diferenciar os grupos. Do mesmo modo, para a atual população investigada, estas variáveis demonstraram uma fraca discriminação dos indivíduos com uma pequena porcentagem de correta classificação dos grupos de 42,9%. Para a variável ativação antagonista representada pela amplitude de ativação (RMS) dos músculos antagonistas ao movimento, foram encontradas tanto diferenças entre os grupos, como intra-grupos comparando músculos locais e globais. O GDL apresentou menor coativação dos músculos locais extensores, comparado ao GC, durante a flexão do tronco. No entanto, nas comparações intra-grupos, o GDL apresentou maior coativação local do que global em ambos os movimentos, de flexão e extensão do tronco.

Esses resultados podem ser explicados por Jones et al (2012) já apresentado neste estudo, que relaciona a rigidez do tronco em indivíduos com dor lombar refletida pela maior coativação do tronco que por sua vez resulta em menor torque. Além disso, devido a diferenciação anatômica e funcional dos músculos do tronco, há uma importância clínica na análise de músculos segmentares e multisegmentares eretores e abdominais de indivíduos com dor lombar inespecífica (SUNG, LAMMERS e DANIAL, 2009). Assim este estudo corrobora com a literatura em encontrar maior coativação do tronco em indivíduos com dor lombar e sugere que esta característica tem maior participação da musculatura local do tronco, responsável pela estabilização segmentar.

Em contrapartida com os achados deste estudo, na qual não foi encontrada diferença na razão da musculatura bilateral entre os grupos evidenciando ausência de assimetria muscular em indivíduos com dor lombar, Oddson De Luca (2003) verificaram uma ativação assimétrica dos músculos longuíssimo do tórax, iliocostal lombar e multífidos indicados pelos desequilíbrios tanto na amplitude de ativação como na frequência mediana em indivíduos com dor lombar crônica.

Além disso, não foram significativas as diferenças entre os grupos com relação a amplitude de ativação muscular. No entanto, Andersen et al (2008) analisaram variáveis biomecânicas em indivíduos com mialgia do trapézio e não encontraram diferenças nas amplitudes máximas de ativação e produção de torque comparados a indivíduos assintomáticos, mas encontraram diferenças entre os grupos com relação a habilidade de ativar rapidamente e gerar torque na articulação do ombro. Assim,

tem sido sugerido a necessidade de avaliar variáveis como a taxa de aumento eletromiográfico e a taxa de desenvolvimento de força em situações de dor musculoesquelética crônica (ANDERSEN et al, 2008).

CONCLUSÃO

Dentre as variáveis neuromusculares investigadas, o pico de torque extensor, a resistência da musculatura extensora, a intensidade da dor e o pico de torque flexor normalizado, apresentaram resultados diferentes entre os grupos, com significativo poder classificação correta dos indivíduos dentro de cada grupo, a partir do relato de dor. Já a propriocepção do tronco e variáveis de ativação muscular, não se apresentaram diferentes entre indivíduos jovens com e sem dor lombar. Assim, baseado nestes achados, a conduta clínica de indivíduos jovens que apresentam este sintoma musculoesquelético deve conter tanto treinamento de força como resistência, principalmente da musculatura extensora.

REFERÊNCIAS

AMELL, T.K. **The effect of axis placement on measurement of peak moment during isokinetic flexion and extension in the lumbar spine.** 1997. 88 f. Dissertação (Schiik of Rehabilitation Therapy), Queen's University, Kingston, Ontario Canada. 1997.

ANDERSEN, L. L.; HOLTERMANN, A.; JORGENSEN, M. B.; SJOGAARD, G.. Rapid muscle activation and force capacity in conditions of chronic musculoskeletal pain. **Clinical Biomechanics**, v. 23, p. 1237-1242, 2008.

ASCENÇÃO, A.; MAGALHÃES, J.; OLIVEIRA, J.; DUARTE, J.; SOARES, J. Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v. 3, n.1, p. 108-123, 2003.

BERGMARK, A. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. **Acta Orthopaedica Scandinavica Supplementum**, n. 230, v. 60, 1989.

DAVARIANA, S., MAROUFIA, N., EBRAHIMIA, I., FARAHMAND, F., PARNIANPOUR, M. Trunk muscles strenght and endurance in chronic low back pain patients with and without clinical instability. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation**, v. 25, p. 123-129, 2012.

EBENBICHLER, G. R.; ODDSSON, L. E.; KOLLMITZER, J.; ERIM, Z. Sensory-motor control of the lower back: implications for rehabilitation. **Journal of the American College of Sports Medicine**, 2001.

FERREIRA, M. S.; NAVEGA, M. T. Efeitos de um programa de orientação para adultos com lombalgia. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 18, n. 3, p. 127-131, 2010.

FONSECA, S. T.; OCARINO, J. M.; SILVA, P. L., Ajuste da rigidez muscular via sistema fuso-muscular gama: implicações para o controle da estabilidade articular. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 8, n. 3, p. 187-195, 2004.

GASKELL, L. G.; ENRIGHT, S.; TYSON, S. The effects of a back rehabilitation programme for patients with chronic low back pain. **Journal of Evaluation in Clinical Practice**, v.13, p.795-800, 2007.

GONÇALVES, M.; MARQUES, N. R.; HALLAL, C. Z.; VAN DIEEN, J. H. Electromyographic activity of trunk muscles during exercises with flexible and non-flexible poles. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation**, v. 24, p. 209-214, 2012.

GRUTHER, W.; WICK, F.; PAUL, B.; LEITNER, C.; POSCH, M.; MATZNER, M.; CREVENNA, R.; EBENBICHLER, G. Diagnostic accuracy and reliability of muscle strength and endurance measurements in patients with chronic low back pain. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 41, p. 613-619, 2009.

HERMENS, J. H.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G.. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, p. 361–374, 2000.

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

JOHNSON, O.E., MBADA, C.E., AKOSIL, C.O., AGBEJA, O.A. Isometric endurance of the back extensors in school-aged adolescents with and without low back pain. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation**, v. 22, p. 205-211, 2009.

JONES, S.L., HENRY, S.M., RAASCH, C.C., HITT, J.R., BUNN, J.Y. Individuals with non-specific low back pain use a trunk stiffening strategy to maintain upright posture. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 22, p. 13-20, 2012.

KELLER, A.; HELLESNES, J.; BROX, J. L. Reliability of the isokinetic trunk extensor test, Biering-Sørensen test, and Astrand bicycle test: assessment of intraclass correlation coefficient and critical difference in patients with chronic low back pain and healthy individuals. **Spine**, v. 26, p. 771-777, 2001.

LARIVIÈRE, C.; ARSENAULT, A. B.; GRAVEL, D.; GAGNON, D.; LOISEL, P. Surface electromyography assessment of back muscle intrinsic properties. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, p. 305-318, 2003.

LATIMER, J.; MAHER, C.G.; REFSHAUGE, K.; COLACO, L. The reliability and validity of the Biering-Sorensen test in asymptomatic subjects and subjects reporting current or previous nonspecific low back pain. **Spine**, v. 24, n. 20, p. 2085-2090, 1999.

LEE, A.S., CHOLEWICKI, J., REEVES, P., ZAZULAK, B.T., MYSLIWIEC, L.W. Comparison of trunk proprioception between patients with low back pain and healthy controls. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 91, 2010.

MALLIOU, P.; GIOFTSIDOU, A.; BENEKA, A.; GODOLIAS, G. Measurements and evaluations in low back pain patients. **Scandinavian Journal of Medicine e Science in Sports**, v. 16, p. 219-230, 2006.

MANNION, A.F., RIORDAN, D., DVORAK, J., MASHARAWI, Y. The relationship between psychological factors and performance on the Biering-Sorensen back muscle endurance test. **The Spine Journal**, v. 11, p. 849-857, 2011.

MARRAS, W.S. The complex spine: The multidimensional system of causal pathways for low-back. **Human Factors**, v. 20, n. 10, p. 1-9, 2012.

MARSHALL, P.; MURPHY, B. The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, p. 477-489, 2003.

MASIERO, S., CARRARO, E., CELIA, A., SARTO, D., EMANI, M. Prevalence of nonspecific low back pain in schoolchildren aged between 13 and 15 years. **Acta Paediatrica**, v. 92, n. 2, p. 212-216, 2008.

MATAMALAS, A.; RAMIREZ, M.; MOJAL, S.; DE FRUTOS, A. G.; MOLINA, A.; SALO, G.; LLADO, A.; CA' CERES, E. The visual analog scale and a Five-item verbal rating scale are not interchangeable for back pain assesment in lumbar spine disorders. **Spine**, v. 35, n. 21, p. 1115-1119, 2010.

MONTEIRO, J., FAISCA, L., NUNES, O., HIPOLITO, J. Questionário de incapacidade de Roland Morris: Adaptação e validação para os doentes de língua portuguesa com lombalgia. **Acta Médica Portuguesa**, v. 23, p. 761-766, 2010.

MOORHOUSE, K.M.; GRANATA, K. Role of reflex dynamics in spinal stability: intrinsic muscle stiffness alone is insufficient for stability. **Journal of Biomechanics**, v. 40, p. 1058-1065, 2007.

NEWCOMER, K.L., JACOBSON, T.D., GABRIEL, D.A., LARDSON, D.R., BREY, R.H., AN, K. Muscle activation patterns in subjects wth and without low back pain. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.83, 2002.

ODDSON, L. I. E.; DE LUCA, C. J. Activation imbalances in lumbar spine muscles in the presence of chronic low back pain. **Journal of Applied Physiology**, v. 94, p. 1410-1420, 2003.

PANJABI, M. M. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. **Journal of Spine Disorders**, v. 5, n. 4, p. 390-397, 1992.

POSADZKI, P.; LIZIS, P.; HAGNER-DERENGOWSKA, M. Pilates for low back pain: A systematic review. **Complementary Therapies in Clinical Practice**, v. 17, p. 85-89, 2011.

RIBEIRO, F.; OLIVEIRA, J. Efeito da fadiga muscular local na propriocepção do joelho. **Fisioterapia e Movimento**, v. 22, n. 2, p. 71-83, 2008.

RIBEIRO, F.; MOTA, J.; OLIVEIRA, J. Effect of exercise-induced fatigue on position sense of the knee in the elderly. **Journal of Applied Physiology**, v. 99, p. 379-385, 2007.

RIPAMONTI, M.; COLIN, D.; RAHMANI, A. Torque-velocity and power-velocity relationships during isokinetic trunk flexion and extension. **Clinical Biomechanics**, v. 23, p. 520-536, 2008.

SHIRADO, O.; ITO, T.; KANEDA, K.; STRAX, T. Concentric and eccentric strength of trunk muscles: Influences of test postures on strenght and characteristics of patients with chronic low back pain. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 76, 1995.

SILFIES, S. P.; CHOLEWICKI, J.; REEVES, N. P.; GREENE, H. S. Lumbar position sense and the risk of low back injuries in college athletes: a prospective cohort study. **Biomedcentral Musculoskelet Disorders**, v. 8, n. 129, 2007.

SMITH, D. R., LEGGAT, P. A. Back pain in the young: A review of studies conducted among school children and university students. **Current Pediatric Reviews**, v. 3, n. 1, 2007.

TSAO, H., GALEA, M.P., HODGES, P.W. Reorganization of the motor cortex is associated with postural control deficits in recurrent low back pain. **Brain**, v. 131, n. 2161, 2008.

VAN DIEËN, J. H.; CHOLEWICKI, J.; RADEBOLD, A. Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back enhance the stability of lumbar spine. **Spine**, v.28, n.8, p. 834-841, 2003.

VELLUCI, R. Heterogeneity of chronic pain. **Clin Drug Investig**, v. 32, n.1, p. 3-10, 2012.

WILLIGENBURG, N.W., KINGMAN, I., HOOZEMANS, M.J.M., VAN DIEËN, J.H. Precision control of trunk movement in low back pain patients. **Human Movement Science**, 2013.

YAHIA, A.; JRIBI, S.; GHROUBI, S.; ELLEUCH, M.; BAKLOUT, S.; ELLEUCH, M. H. Evaluation of the posture and muscular strength of the trunk and inferior members of patients with chronic lumbar pain. **Spine**, 2010.

YILMAZ, B.; YAAR, E.; TAKAYNATAN, M. A.; GOKTEPE, A. S.; TUCU, I.; YAZCOLU, K.; MOHUR, H. Relationship between lumbar muscle strength and proprioception after fatigue in men with chronic low back pain. **Turkey Journal Rheumatology**, v. 25, p. 68-71, 2010.

CAPÍTULO 3 – VARIÁVEIS NEUROMUSCULARES RELACIONADAS A DOR LOMBAR CRÔNICA.

Com relação aos dados apresentados no capítulo anterior, pode ser verificada uma influência direta da dor lombar crônica inespecífica na capacidade de produção de força muscular máxima, mas o mesmo resultado não pode ser extrapolado para variáveis de ativação muscular máxima, na qual, não apresentaram diferença entre os grupos investigados.

Neste sentido, a literatura tem apontado que a habilidade de ativar rapidamente a musculatura e gerar força articular pode estar mais severamente prejudicada do que a ativação muscular máxima e a capacidade de força em condições de dor musculoesquelética crônica (ANDERSEN et al., 2008). Assim, verifica-se a necessidade de avaliar variáveis como a taxa de aumento eletromiográfico e a taxa de desenvolvimento de força em indivíduos com e sem dor lombar crônica inespecífica.

Os músculos que envolvem a região da coluna lombar tem um importante papel na estabilidade mecânica do sistema vertebral, o qual tem como função suporte e transmissão das forças compressivas e de cisalhamento durante as atividades cotidianas (Da FONSECA, MAGINI e FREITAS, 2009). Para uma eficaz integração sensório-motora, o sistema nervoso central requer rápida condução dos impulsos nervosos para a periferia e controle postural adequado. Assim, a proteção contra lesões vertebrais requer um rápido desenvolvimento de força dos músculos do tronco e adequadas respostas musculares durante atividades cotidianas (LARIVIÈRE et al., 2003; HODGES, 2009; LA ROCHE et al., 2010).

Devido a diferenciação anatômica e funcional dos músculos do tronco, há uma importância clínica na análise de músculos segmentares e multisegmentares eretores e abdominais de indivíduos com dor lombar inespecífica. Os músculos eretores espinhais são importantes para a manutenção da postura vertical do tronco e agem na extensão da coluna vertebral. Uma característica desse grupo muscular é a diversidade de locais de fixação, e isso faz com que algumas partes desses músculos apresentem maior vantagem mecânica do que outras (SUNG, LAMMERS e DANIAL, 2009).

Dos músculos abdominais, os músculos TrA e OI são os mais profundos e apresentam origem na fáscia toracolombar e funcionalmente auxiliam na estabilização segmentar da coluna. Frente a evidências de maior latência do *onset* muscular durante movimentos dos membros, o qual gera uma perturbação no equilíbrio do tronco, estes músculos vêm sendo amplamente estudados na população com dor lombar crônica (MARSHALL, MURPHY, 2009).

A interação entre músculos locais e globais do tronco durante rápida contração muscular e produção de força é interessante não só do ponto de vista fisiológico, mas também para profissionais elaborarem estratégias de reabilitação baseadas em diferentes tipos de treinamento para a dor lombar crônica inespecífica. Desta forma, justifica-se o segundo estudo que tem como objetivo analisar a taxa de desenvolvimento de força e a taxa de aumento eletromiográfico de músculos locais e globais do tronco, na dor lombar crônica inespecífica.

CAPÍTULO 4 – ARTIGO: TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE FORÇA E TAXA DE AUMENTO ELETROMIOGRÁFICO DO TRONCO DE JOVENS COM DOR LOMBAR CRÔNICA INESPECÍFICA.

Denise Martineli Rossi ^I; Mary Hellen Morcelli ^I, Adalgiso Croscrato Cardozo ^{I, II}, Benetito Sérgio Denadai ^{I, II}, Mauro Gonçalves ^{I, II}, Marcelo Tavella Navega ^{I, III}

^I Programa de Pós-Graduação em Desenvolvimento Humano e Tecnologias. Instituto de Biociências – UNESP. Rio Claro, SP.

^{II} Departamento de Educação Física. Universidade Estadual Paulista. Instituto de Biociências – UNESP. Rio Claro, SP.

^{III} Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Filosofia e Ciências – UNESP. Marília, SP.

Endereço para correspondência:

Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega.

Av. Higyno Muzzi Filho, 737.

Bairro: Câmpus Universitário.

17.525-900 – Marília, SP

e-mail: navega@marilia.unesp.br

RESUMO

Diversas tarefas do cotidiano necessitam de uma rápida geração de força muscular do tronco e conseqüente, rápida ativação muscular, como por exemplo, frente a perturbações posturais inesperadas. Essas variáveis parecem influenciar mais o desempenho da tarefa do que valores máximos de força e ativação muscular e parecem estar associadas a situações de dor musculoesquelética crônica. Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar a taxa de desenvolvimento de força (TDF) e a taxa de aumento eletromiográfico (TAE) de músculos locais e globais do tronco, na dor lombar crônica inespecífica. Vinte e oito jovens divididas em grupo com dor lombar (GDL, n= 14) e grupo controle (GC, n= 14) foram submetidas à avaliação isométrica do tronco em uma amplitude de 60°, na qual foram realizadas 3 contrações isométricas voluntárias máximas para a flexão e extensão do tronco, durante 5 s com 30 s de descanso entre elas. Simultaneamente a essa avaliação foi coletado o sinal eletromiográfico dos músculos globais, reto abdominal (RA) e longuíssimo do tórax (LT) e dos músculos locais, oblíquo interno (OI) e multifídeos (MU), bilateralmente. Em seguida, o sinal do torque e os sinais eletromiográficos foram processados e analisados em rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathworks®). A TDF foi calculada pela variação da curva da força pela curva do tempo a partir do *onset* de contração em intervalos de tempo de 30, 50, 100, 200 ms, TDF pico e tempo para atingir a TDF. Da mesma forma, a TAE foi calculada pela variação da curva de ativação muscular pela curva do tempo nos intervalos de tempo de 30, 50, 100 ms e TAE pico, para cada músculo durante a flexão e extensão do tronco. O GC apresentou maiores valores de TDF absoluta na extensão comparado ao GDL, nos momentos de 100, 200 ms e TDF pico. Para a flexão, foi encontrada diferença entre os grupos apenas no tempo para atingir a TDF pico, na qual o GC apresentou um tempo 22,73% menor do que o GDL. A TDF absoluta não foi diferente entre os grupos. Para a variável TAE, o GC apresentou maiores valores de músculos globais extensores, LT bilateralmente, em todos os períodos de tempo analisados, e do MUE no 30 e 50 ms. Os músculos globais são mais responsáveis pela geração de torque e orientação de forças externas, o que pode ter contribuído para a maior TDF na extensão do GC. Já para a flexão, as diferenças da TAE entre os grupos foram apenas no hemitórax direito, RAD (30 ms e TAE pico) e OID em todos os períodos de tempo analisados. A partir dos achados deste estudo, pode ser sugerido que a dor lombar crônica inespecífica em indivíduos jovens e ativos influencia somente a TDF e TAE absolutas, sugerindo a influência desta condição principalmente na capacidade de produção de força máxima em determinado tempo, mas uma fraca relação do aspecto temporal da força. Além disso, diferenças anatômicas com relação a fixação, e conseqüente diferenças funcionais de músculos locais e globais, flexores e extensores, levaram a respostas específicas na TAE dos músculos do tronco refletindo diferentemente na TDF entre indivíduos com e sem dor lombar.

INTRODUÇÃO

A dor lombar crônica é um dos sintomas musculoesquelético mais frequente e afeta cerca de 60% a 80% da população ocidental em algum momento da vida (GASKELL; ENRIGHT e TYSON, 2007). O alto índice de incapacidade associado ao alto custo econômico aos sistemas de saúde torna este sintoma musculoesquelético um problema frequentemente investigado pela comunidade científica. Além disso, os fatores multicausais da dor lombar inespecífica e a ausência de dados objetivos, como evidência em imagens de alterações degenerativas da coluna (JARMER et al., 2009), resultam na necessidade de avaliações detalhadas a fim de investigar os possíveis fatores causais desse sintoma e auxiliar na prescrição de programas de intervenção.

A literatura tem demonstrado que indivíduos com dor lombar crônica podem apresentar redução da força e da resistência dos músculos do tronco (GRUTHER et al., 2009; YAHIA et al., 2010). Além disso, estes indivíduos apresentam alterações no controle motor como atraso no *onset* muscular do tronco durante rápidos movimentos dos membros superiores que causam perturbações no equilíbrio do corpo (MARSHALL, MURPHY, 2009; MEHTA et al., 2010). Deste modo, a falha na ativação muscular específica e atrasos na coordenação resultam em sobrecarga anormal transmitida às superfícies articulares causando dano articular e dor recorrente (NEWCOMER et al., 2002; ODDSSON, De LUCA, 2003; LEE et al., 2010; YLMAZ et al., 2010).

Além da produção de torque, diversas tarefas do cotidiano necessitam de uma rápida geração de força muscular do tronco, como por exemplo, durante perturbações posturais inesperadas (CORVINO et al., 2008). A capacidade de gerar força rapidamente é denominada taxa de desenvolvimento de força (TDF) e seus valores máximos são alcançados no início da contração muscular, em um período de tempo entre 100 e 300 milissegundos (ms). A TDF é obtida por meio da razão entre a variação de torque e a variação do tempo e pode ser influenciada por fatores estruturais musculares como, tamanho muscular, área relativa das fibras rápidas e a composição da isoforma da miosina de cadeia pesada e distribuição das fibras musculares; além de fatores neurais como a intensidade de ativação, frequência de

disparo e recrutamento dos motoneurônios (AAGAARD et al., 2002, CORVINO et al., 2008).

Essa variável foi primeiramente estudada em atletas, os quais necessitavam de rápidas ações musculares. No entanto, a TDF vem sendo amplamente investigada em outras populações, como na população idosa (PEREIRA, GONÇALVES, 2010) e em situações de dor musculoesquelética crônica (ANDERSEN et al., 2008). Tem sido sugerido que a capacidade de produzir força em um curto período de tempo também seja influenciada pela coativação, na qual o aumento do nível da coativação muscular leva a menor capacidade de reagir a distúrbios motores. Em condições normais, durante a contração agonista, o reflexo de alongamento excita o interneuronio inibitório, causando inibição dos músculos antagonistas para execução do movimento (PEREIRA, GONÇALVES, 2010).

Andersen et al. (2008) avaliou a capacidade de geração de força rápida, ou seja, a TDF e a taxa de aumento eletromiográfico (TAE), calculada pela variação da curva de ativação do sinal eletromiográfico pela variação do tempo, em condições de dor musculoesquelética crônica em indivíduos com mialgia no trapézio. Indivíduos com dor apresentaram redução de 18% do pico de torque e 54% da TDF na abdução do ombro a 115°. O pico EMG foi 29-38% menor no grupo com dor no músculo trapézio, mas não no músculo deltóide livre de dor. Já a taxa de aumento EMG foi 21-35% menor nos dois músculos, trapézio e deltoide, para grupo com mialgia no trapézio (ANDERSEN et al., 2008). Deste modo, a habilidade de ativar rapidamente e gerar força nos músculos sinergistas com dor e livres de dor, é mais severamente prejudicada do que a ativação muscular máxima e capacidade de força em condições de dor musculoesquelética crônica (ANDERSEN et al., 2008).

Em indivíduos saudáveis, a capacidade de rapidamente ativar a musculatura e produzir força é influenciada por vários fatores, fisiológicos, drive neural para as fibras musculares e força muscular máxima. No entanto, em indivíduos com dor musculoesquelética crônica, movimentos rápidos podem exacerbar a dor (ANDERSEN et al., 2008). Assim, a dor crônica pode prejudicar mais severamente a capacidade de força rápida do que a capacidade de força máxima. Além disso, a literatura relacionada a estabilidade aponta uma diferenciação estrutural, histológica e funcional dos músculos do tronco, dividindo-os em músculos locais ou segmentares, que possuem inserção direta ou indireta nas vértebras e agem na estabilização intersegmentar da coluna vertebral. E músculos globais ou

multisegmentares que cruzam vários segmentos vertebrais com inserções na pelve e no tórax e resultam em maior produção de torque e controle da orientação de forças externas (BERGMARK, 1989, HODGES, 2003).

Contudo, a interação entre músculos locais e globais do tronco durante rápida contração muscular e produção de força é interessante não só do ponto de vista fisiológico, mas também para profissionais elaborarem estratégias de reabilitação baseadas em diferentes tipos de treinamento para a dor lombar crônica inespecífica. Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar a taxa de desenvolvimento de força e a taxa de aumento eletromiográfico de músculos locais e globais do tronco em indivíduos com e sem dor lombar crônica inespecífica.

MÉTODOS

Sujeitos

Este estudo de caso-controle utilizou 28 indivíduos do gênero feminino, recrutados de uma população universitária, na faixa etária entre 18 e 30 anos (Tabela 1). As voluntárias foram divididas em dois grupos: grupo com dor lombar (GDL) (n=14) e grupo controle (GC) (n=14). Os critérios de inclusão para o GDL foram: relato de presença de dor lombar por no mínimo seis meses prévios ao estudo. Os critérios de exclusão foram: sintomas neurológicos, discrepância entre os membros maior que dois centímetros, artrite reumatóide, hérnia de disco, tumor, fratura vertebral (GRUTHER et al., 2009; FERREIRA, NAVEGA, 2010).

Para o grupo controle, os critérios de exclusão foram a presença de dor lombar ou ausência do trabalho/aula por conta da dor. Todas as voluntárias de ambos os grupos, GC e GDL, que apresentassem classificação do índice de massa corporal (IMC) maior que 29, 9 ou que já tivessem realizado cirurgia prévia de pelve ou coluna foram excluídos da amostra (LARIVIÈRE et al., 2003). Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética Local (protocolo nº 084/2011) e todas as voluntárias assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Tabela 1 – Média e Desvio Padrão de idade, massa corporal, altura e IMC dos sujeitos do grupo controle (GC) e grupo com dor lombar (GDL).

	GC (n=14)	GDL (n=14)	p
Idade (anos)	22,21 (3,40)	24,14 (3,13)	0,131
Massa Corporal (kg)	58,2 (8,73)	61,68 (7,19)	0,256
Altura (m)	1,61 (0,06)	1,66 (0,05)	0,044*
IMC (kg/m²)	22,23 (1,98)	22,31 (2,12)	0,912

*p < 0,05

Procedimentos

Dados de massa corporal, estatura, comprimento dos membros inferiores e determinação da dominância segundo protocolo de Hoffman, Payne (1995) foram coletados. Posteriormente as voluntárias foram submetidas a avaliação isométrica do tronco que foi realizada no Dinamômetro Isocinético System 4 PRO (Biodex®) e sincronicamente a essa avaliação, foi coletado o sinal EMG dos músculos reto abdominal (RA), oblíquo interno (OI), multifido (MU) e longuíssimo do tórax (LT), bilateralmente. Para evitar efeitos de aprendizagem do teste, a avaliação isométrica do tronco foi realizada em dois dias distintos e os valores obtidos no segundo dia foram utilizados para análise (KELLER, HELLESNES e BROX, 2001; GRUTHER et al., 2009).

Avaliação no Dinamômetro Isocinético

As avaliações no Dinamômetro Isocinético System 4 PRO (Biodex®) foram realizadas por meio da acoplagem de uma cadeira especial (*Dual position Back Ex/Flex Attachment*) no modo *Seated-Compressed*. Desta forma, as voluntárias foram posicionadas na posição sentada e estabilizadas por meio de um dispositivo para manutenção do joelho fletido a 90° e cintos especiais que se fixam no tórax, na região da articulação do quadril e no terço médio da coxa, conforme recomendações do fabricante do equipamento (Figura 1). O eixo mecânico do dinamômetro foi alinhado a espinha íliaca antero-superior (EIAS) que segundo Grabiner et al (1990) apresenta menor variabilidade, além do fato deste eixo ser uma referência anatômica bilateral e facilmente palpável.



Figura 1 - Posicionamento durante a avaliação no Dinamômetro Isocinético

A avaliação isométrica do tronco foi realizada sincronicamente com o sistema de eletromiografia por meio da placa de sincronização TM 2400 G2 receiver Analog Input Board (Noraxon®). Foi solicitado que as voluntárias segurassem na alça do tronco com suas mãos sem contrair os membros superiores e se algum destes movimentos fosse observado, o teste era repetido após um período de no mínimo 3 minutos (RIPAMONTI, COLIN e RAHMANI, 2008). Além disso, as voluntárias foram encorajadas verbalmente sempre pelo mesmo examinador a realizarem o maior e mais rápido esforço possível.

Para a realização da contração isométrica, o tronco foi mantido em 60° de flexão, na qual as voluntárias realizaram 6 contrações isométricas mantendo 5 segundos cada contração, sendo 3 para flexão e 3 para extensão do tronco. Foi mantido um intervalo de 30 segundos de descanso entre as contrações de flexão e extensão do tronco.

Segundo o estudo de Gruther et al (2009), neste posição, a extensão isométrica do tronco apresentou reprodutibilidade e diferença no torque entre indivíduos com dor lombar e assintomáticos, além de maior produção de torque extensor comparado aos ângulos de 20° e 100°. Para o movimento de flexão, o ângulo de 60° apresentou menor efeito de aprendizagem do que o ângulo de 100° e apresentou diferença no torque entre os grupos (GRUTHER et al., 2009).

Avaliação Eletromiográfica

Para a captação dos sinais eletromiográficos foi utilizado um módulo de aquisição de sinais biológicos por telemetria Myoresearch (Noraxon®) de 16 canais (modo de rejeição comum 100 dB, impedância de entrada maior que 10M Ω e ruído de base menor 1 μ V RMS), software da Myoresearch (Noraxon®), conectado a um conversor analógico-digital de 16 bit, calibrado com frequência de amostragem de 2000 Hz, ganho total de 2000 vezes (20 vezes no sensor e 100 vezes no equipamento). Foram utilizados eletrodos de superfície de Ag/AgCl (Miotec®), em configuração bipolar, com área de captação de 1cm de diâmetro e distância intereletrodos de 2cm. Previamente a colocação dos eletrodos, foi realizada a tricotomia e limpeza da pele com álcool, como forma de evitar possíveis interferências no sinal eletromiográfico (GONÇALVES et al., 2012).

Os eletrodos foram posicionados bilateralmente sobre os músculos: reto abdominal (RA), 3 cm superior à cicatriz onfálica e 2 cm lateral a linha média, orientado verticalmente; oblíquo interno (OI), 2 cm medialmente e inferiormente a espinha ílica ântero-superior (MARSHALL, MURPHY, 2003); longuíssimo o tórax (LT), orientado verticalmente a 2 cm lateral a linha média a partir do processo espinhoso de L1; e múltifido (MU), 2 cm lateral a linha média na direção do processo espinhoso de L5, orientado na direção da linha entre o espaço interespinhoso de L1-L2 e a espinha ílica pósterio inferior, segundo as normas do SENIAM (Hermens et al., 2000) (Figura 2). O eletrodo de referência foi posicionado no processo estilóide do rádio.

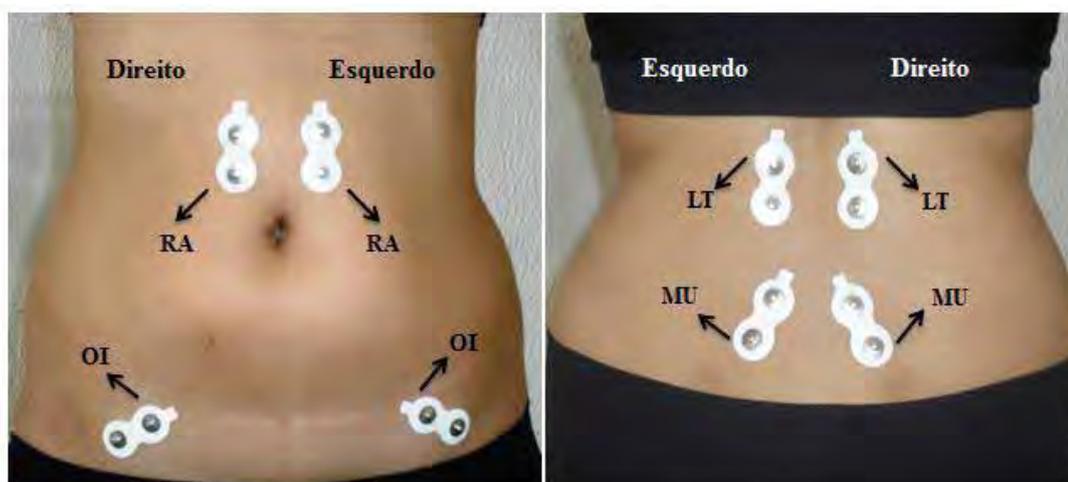


Figura 2 - Localização dos músculos do tronco. Legenda: Reto Abdominal (RA), Oblíquo Interno (OI), Longuíssimo do Tórax (LT), Múltifido (MU).

Análise de dados

Processamento dos dados

Na avaliação isométrica, foram analisadas a taxa de desenvolvimento de força (TDF) e a taxa de aumento eletromiográfico (TAE) por meio de rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathworks®). O sinal do torque foi processado com um filtro digital de 4° ordem Butterworth com frequência de corte de 15 Hz.

A TDF foi calculada por meio da variação da curva do torque pela variação da curva do tempo em intervalos de tempo de 0 a 30 ms, 0 a 50 ms, 0 a 100 ms, 0 a 200 ms e TDF pico, a partir do onset de torque que foi determinado pelo valor de 2,5% da linha de base até a contração voluntária máxima (AAARGARD et al., 2002). Além disso, foi mensurado o tempo em milissegundos do *onset* de torque a TDF pico. Em seguida, os valores de TDF, para cada período no tempo, foram normalizados pelo pico de torque na extensão e na flexão.

As análises do sinal eletromiográfico foram realizadas em rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathworks®). O sinal EMG foi analisado no domínio do tempo por meio dos valores de Root Mean Square (RMS) e filtrado por meio de um filtro digital Butterworth de 4° ordem passa banda de 20 a 500 Hz. A partir desse processamento foi encontrado o RMS do pico EMG de cada músculo para posteriormente realizar a normalização dos valores de TAE.

Para a análise da taxa de aumento eletromiográfico (TAE) o sinal EMG foi analisado no domínio do tempo por meio dos valores de envoltório linear utilizando um filtro digital passa alta de 20 Hz e um filtro digital passa baixa de 500 Hz. Em seguida, foi realizada a retificação e suavização do sinal utilizando um filtro digital de 4° ordem Butterworth com frequência de corte de 5 Hz. A partir dos valores do envoltório linear, o *onset* eletromiográfico foi determinado a partir de dois desvios padrão da linha de base. Em seguida, a TAE foi calculada por meio da variação da curva de ativação do sinal EMG pela variação da curva do tempo, nos intervalos de 0 a 30 ms, 0 a 50 ms, 0 a 100 ms, 0 a 200 ms e TAE pico (AAAGARD et al., 2002). Além disso, foi mensurado o tempo em milissegundos do *onset* eletromiográfico e a TAE pico. Em seguida, os valores de TAE, em cada período analisado, foram normalizados pelo RMS pico de cada músculo, os posteriores na extensão e os anteriores na flexão.

Análise Estatística

A análise dos dados foi realizado usando o pacote estatístico PASW 18.0 (SPSS Inc.). A normalidade dos dados foi verificada pelo teste *Shapiro-Wilk*. Para a variável TDF absoluta e normalizada foi aplicado o teste de Mann-Whitney. Para a variável de TAE absoluta e normalizada foi realizado o teste de Kruskal Wallis seguido do PosHoc Mann-Whitney para quatro comparações: intra-grupo (local x global) controle e dor lombar e inter-grupo (local x local e global x global). O nível de significância adotado foi 0,05.

RESULTADOS

Todas as voluntárias foram consideradas destras a partir do teste de determinação da dominância segundo protocolo de Hoffman, Payne (1995). A Figura 3 (A) demonstra os valores absolutos e normalizados da TDF para a extensão e flexão do tronco, em ambos os grupos. Para a extensão do tronco, o GC apresentou maior TDF absoluta nos seguintes períodos de tempo: de 100ms ($p=0,035$; $U=52,00$), 200ms ($p=0,031$; $U=51,00$) e TDF pico ($p=0,035$, $U=52,00$). Em contrapartida, para a TDF normalizada, não foi encontrada diferença significativa entre os grupos em todos os períodos de tempo analisados, como seguem os valores: 30ms ($p=0,541$, $U=84,00$), 50ms ($p=0,571$, $U=85,00$), 100ms ($p=0,227$, $U=71,00$), 200ms ($p=0,210$, $U=70,00$) e TDF pico ($p=0,285$, $U=74,00$), como está ilustrado na Figura 3 (B). Com relação ao tempo para atingir a TDF pico, não foi encontrada diferença entre os grupos ($p=0,077$, $U=59,50$)

Para a flexão do tronco, os grupos não diferiram significativamente em nenhum dos momentos analisados, tanto para TDF absoluta (Figura 3 C) como para a TDF normalizada ($p<0,05$) (Figura 3 D). No entanto, em contraste com a extensão do tronco, na flexão foi encontrada diferença no tempo necessário para atingir a TDF pico ($p=0,47$, $U=45,00$), na qual o grupo controle (0,17, 0,04-0,32; mediana, mínimo e máximo) apresentou 22,73 % menor tempo que o grupo com dor lombar (0,22, 0,05-0,80; mediana, mínimo e máximo).

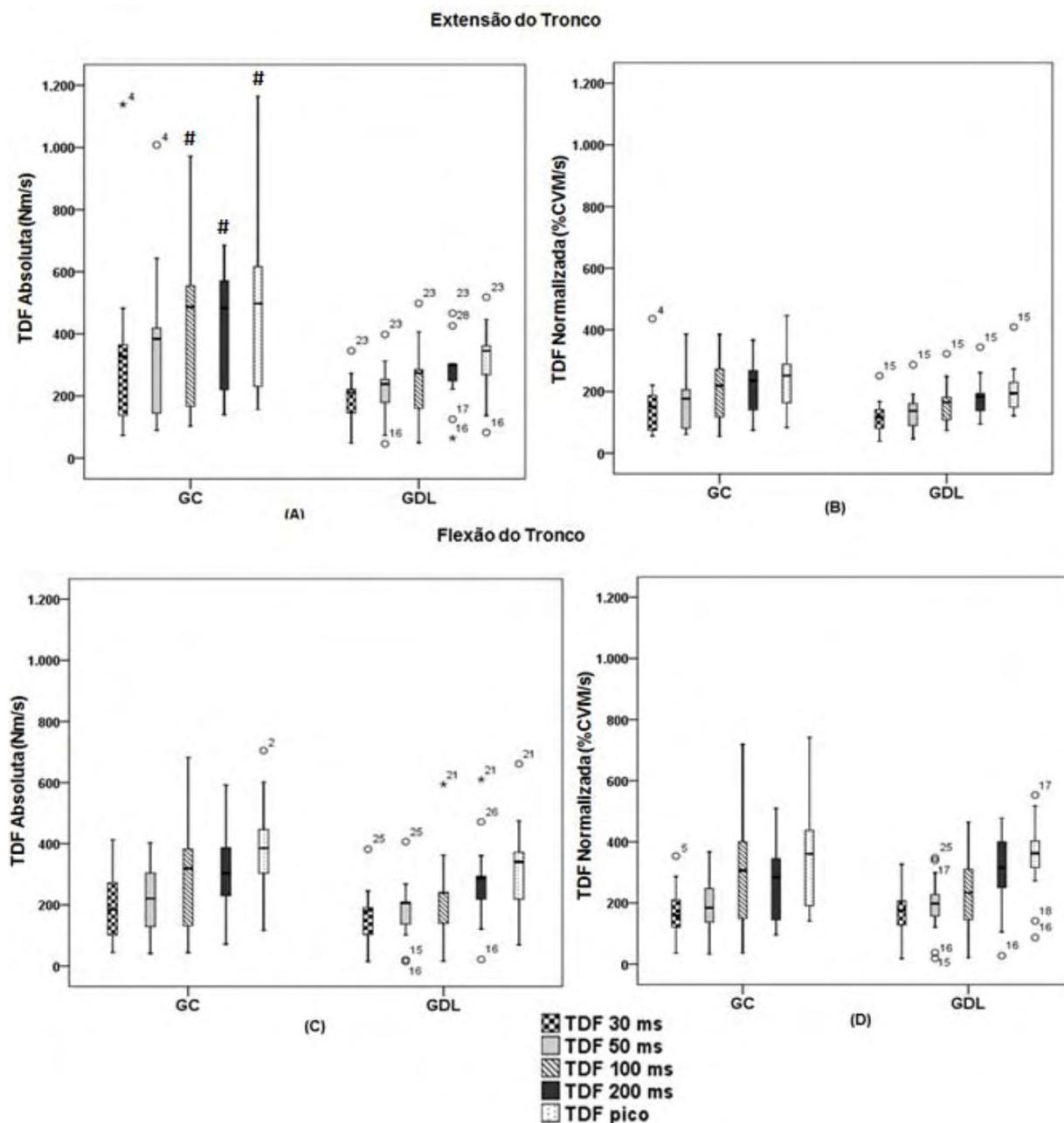


Figura 3 - Comparação da Taxa de Desenvolvimento de Força (TDF) na flexão e na extensão do tronco, absoluta e normalizada pela contração voluntária máxima (CVM) nos períodos de tempo de 30ms, 50ms, 100ms, 200ms e TDF pico. Legenda: grupo controle (GC, n=14) e grupo com dor lombar (GDL, n=14). # $p < 0,05$ para TDF absoluta do GC maior do que GDL.

Para a variável Taxa de Aumento Eletromiográfico (TAE) absoluta, foi aplicado o teste de Kruskal Wallis e posteriormente o teste de Mann-Whitney, a fim de realizar comparações intra-grupos, comparando a TAE dos músculos posteriores globais (LT, bilateralmente) e locais (MU, bilateralmente) e a TAE dos músculos anteriores globais (RA, bilateralmente) e locais (OI, bilateralmente) para cada grupo e também realizar a comparação entre os grupos (global x global e local x local)

(Tabela 2), nos períodos de tempo de 30 ms, 50 ms, 100 ms, e TAE pico a partir do *onset* eletromiográfico.

Assim, o teste de Kruskal Wallis indicou a existência de diferença entre os grupos, controle e dor lombar, e as condições, músculos globais (LT e RA, bilateralmente) nos períodos de tempo de 30 ms, 50 ms, 100 ms e TAE pico ($p < 0,001$) e para os músculos locais (MU e OI) do hemisfério direito, nos períodos de tempo de 30 ms, 50 ms ($p < 0,001$), 100 ms ($p < 0,005$) e TAE pico ($p < 0,001$) e no hemisfério esquerdo, nos períodos de tempo de 30 ms ($p = 0,024$), 50 ms ($p = 0,041$), 100 ms ($p = 0,088$) e TAE pico ($p = 0,042$). As significâncias citadas refletem maiores valores de TAE dos músculos globais comparados aos locais, para o grupo controle.

Posteriormente, o teste de PosHoc de Mann Whitney foi aplicado a fim de comparar os grupos (local x local e global x global) e comparar os músculos dentro de cada grupo (local x global). A Tabela 2 demonstra os valores de significância da comparação entre os grupos para os músculos locais e globais, bilateralmente. Nesta, podem ser observados maiores valores de TAE do grupo controle comparado ao grupo com dor lombar. Para os músculos posteriores, os músculos globais bilateralmente (LTD e LTE) apresentaram diferenças em todos os períodos de tempo analisados. Para os músculos posteriores locais (MU), apenas no hemisfério esquerdo nos tempos de 30 e 50 ms, o GC foi significativamente maior do que o GDL ($p < 0,0125$).

Na comparação (global x local) intra-grupos, somente o GC apresentou diferenças com os valores de TAE dos músculos posteriores globais apresentando maiores valores comparados aos músculos locais, como seguem os valores: LTD x MUD no período de 30 ms ($p = 0,001$, $U = 26,000$), 50 ms ($p = 0,001$, $U = 25,00$), 100 ms ($p = 0,01$, $U = 35,00$), TAE pico ($p = 0,01$, $U = 38,000$). Para os músculos anteriores, não foram encontradas diferenças significativas na comparação global x local ($p > 0,0125$), assim como não foi observada diferença significativa ($p > 0,0125$) na comparação intra-grupo do GDL, tanto para os músculos posteriores como os músculos anteriores do tronco.

Tabela 2: Comparação da Taxa de Aumento Eletromiográfico (TAE) Absoluta dos músculos bilaterais posteriores, (LT e MU), na extensão e dos músculos anteriores, (RA e OI), na flexão do tronco nos momentos, 30ms, 50ms, 100 ms e TAE pico.

	tempo	GC (n=14)	GDL (n=14)	p	U
Extensão do tronco					
LTD μVs^{-1}	30	363,71 (92,23-612,56)	113,61 (28,46-404,02)	0,000*	20,00
	50	367,90 (87,41-650,60)	133,52 (27,72-481,44)	0,000*	24,00
	100	292,79 (69,55-664,25)	151,27 (30,62-592,17)	0,002*	34,00
	pico	373,41 (134,48-669,78)	170,03 (45,47-593,91)	0,001*	28,00
LTE μVs^{-1}	30	311,18 (104,31-656,43)	131,99 (43,68-300,44)	0,000*	24,00
	50	331,75 (90,44-663,56)	144,44 (48,60-322,94)	0,001*	28,00
	100	314,10 (39,86-618,33)	152,94 (55,54-321,96)	0,003*	36,00
	pico	350,52 (115,45-843,48)	164,17 (73,18-330,95)	0,001*	31,00
MUD μVs^{-1}	30	176,95 (22,16-278,09)	114,63 (34,23-251,09)	0,101	62,00
	50	196,33 (21,43-296,77)	119,30 (43,15-256,40)	0,075	59,00
	100	187,99 (14,77-322,32)	99,06 (31,22-248,76)	0,018	47,00
	pico	218,08 (27,81-344,79)	171,96 (55,93-307,34)	0,223	71,00
MUE μVs^{-1}	30	198,15 (69,50-311,77)	72,71 (18,14-171,15)	0,000*	25,00
	50	219,60 (69,11-329,0)	83,75 (24,71-194,66)	0,001*	31,00
	100	205,85 (30,14-382,34)	90,77 (14,42-209,01)	0,027	50,00
	pico	231,56 (69,92-386,68)	124,41 (44,62-211,90)	0,027	50,00
Flexão do tronco					
RAD μVs^{-1}	30	325,88 (83,90-869,90)	134,87 (13,97-623,35)	0,009*	42,00
	50	325,23 (97,69-975,69)	147,41 (14,79-686,27)	0,018	47,00
	100	253,13 (77,55-1028,34)	140,06 (14,96-675,69)	0,101	62,00
	pico	396,30 (117,39-888,28)	151,35 (15,17-709,97)	0,003*	35,00
RAE μVs^{-1}	30	149,16 (41,20-1677,61)	116,27 (21,25-506,16)	0,174	68,00
	50	162,42 (46,77-1788,50)	124,97 (20,61-562,98)	0,279	74,00
	100	161,53 (36,53-1422,06)	112,00 (12,67-537,78)	0,174	68,00
	pico	178,58 (56,91-1792,51)	126,45 (21,28-580,77)	0,101	62,00
OID μVs^{-1}	30	382,98 (85,93-1343,39)	102,32 (18,26-437,40)	0,002*	33,00
	50	425,93 (101,64-1447,67)	123,00 (19,16-426,50)	0,001*	29,00
	100	483,05 (115,68-1379,41)	183,67 (17,34-478,04)	0,002*	34,00
	pico	509,87 (116,31-1469,77)	202,70 (22,13-479,96)	0,003*	35,00
OIE μVs^{-1}	30	257,96 (72,53-2619,79)	125,93 (46,74-449,60)	0,056	56,00
	50	279,58 (78,38-2935,17)	139,21 (46,61-498,07)	0,077	59,00
	100	274,70 (70,44-3044,61)	140,82 (42,82-524,95)	0,137	65,00
	pico	292,53 (86,57-3110,59)	146,81 (64,10-531,88)	0,137	65,00

Legenda: longuíssimo do tórax direito (LTD), longuíssimo do tórax esquerdo (LTE), multifido direito (MUD), multifido esquerdo (MUE), reto abdominal direito (RAD), reto abdominal esquerdo (RAE), oblíquo interno direito (OID) e oblíquo interno esquerdo (OIE). * $p < 0,0125$ para GC maior do que GDL.

Para a variável Taxa de Aumento Eletromiográfico (TAE) normalizada pelo RMS do pico EMG de cada músculo, foi verificada diferença entre os grupos apenas para o MUE no 30 ms ($p < 0,0125$) (Tabela 3). Nas comparações intra-grupos (global x local), não foram encontradas diferenças significativas para a TAE normalizada em todos os períodos de tempo analisados em ambos os grupos.

Tabela 3: Comparação da Taxa de Aumento Eletromiográfico (TAE) Normalizada dos músculos bilaterais posteriores, (LT e MU), na extensão e dos músculos anteriores, (RA e OI), na flexão do tronco nos momentos, 30ms, 50ms, 100 ms e TAE pico.

	tempo	GC (n=14)	GDL (n=14)	P	U
Extensão do tronco					
LTD %pEMGs ⁻¹	30	388,29 (142,58-1165,15)	192,50 (31,45-553,92)	0,014	45,00
	50	407,90 (135,12-1219,66)	236,77 (30,63-558,49)	0,050	55,00
	100	340,44 (107,51-1081,18)	229,88 (33,83-596,88)	0,306	75,00
	Pico	409,32 (164,66-1295,39)	271,77 (50,24-618,60)	0,164	67,00
LTE %pEMGs ⁻¹	30	298,04 (102,32-1555,96)	212,33 (67,20-434,18)	0,160	67,00
	50	313,32 (100,89-1658,79)	236,00 (66,95-445,36)	0,280	74,00
	100	284,35 (66,14-1570,56)	255,54 (70,70-513,81)	0,395	79,00
	Pico	319,61 (102,36-1752,65)	281,06 (125,41-516,86)	0,420	80,00
MUD %pEMGs ⁻¹	30	308,17 (46,41-858,90)	172,42 (22,18-630,04)	0,329	76,00
	50	338,68 (44,87-926,13)	200,78 (23,48-622,21)	0,246	72,00
	100	341,30 (30,94-922,27)	215,09 (21,73-613,45)	0,194	63,00
	pico	359,54 (58,24-1024,16)	274,10 (58,15-638,28)	0,376	78,00
MUE %pEMGs ⁻¹	30	287,11 (109,52-625,94)	136,08 (12,42-485,14)	0,006 [€]	39,00
	50	325,19 (118,35-698,52)	160,44 (10,77-550,82)	0,027	50,00
	100	335,81 (57,34-665,98)	199,78 (6,37-576,30)	0,285	74,00
	pico	347,65 (128,85-721,59)	234,77 (56,75-588,25)	0,194	69,00
Flexão do Tronco					
RAD %pEMGs ⁻¹	30	511,17 (113,52-1243,32)	198,87 (70,89-827,99)	0,050	55,00
	50	551,91 (40,97-1240,83)	228,96 (235,32-884,03)	0,094	61,00
	100	498,11 (97,16-993,59)	270,53 (93,13-763,95)	0,246	72,00
	pico	606,40 (170,93-1511,98)	274,03 (93,31-888,36)	0,085	60,00
RAE %pEMGs ⁻¹	30	212,47 (53,90-947,20)	254,23 (31,96-664,29)	0,346	96,00
	50	231,68 (64,39-1009,81)	282,99 (36,46-702,93)	0,946	96,00
	100	238,91 (96,99-802,91)	286,29 (38,94-620,81)	1,000	98,00
	pico	259,59 (117,07-1012,07)	320,03 (40,96-705,88)	0,946	96,00
OID %pEMGs ⁻¹	30	288,83 (66,63-1179,40)	113,21 (22,84-414,25)	0,056	56,00
	50	316,68 (73,65-1307,76)	139,59 (24,64-447,75)	0,069	58,00
	100	384,47 (54,43-1349,22)	184,73 (27,38-592,84)	0,069	58,00
	pico	401,61 (77,38-1424,13)	205,64 (27,50-596,22)	0,125	64,00
OIE %pEMGs ⁻¹	30	256,51 (51,22-539,04)	195,81 (53,78-415,57)	0,701	89,00
	50	272,37 (55,35-565,09)	210,41 (53,64-469,07)	0,667	88,00
	100	243,73 (57,00-571,80)	216,14 (49,27-523,19)	0,874	94,00
	pico	276,72 (61,13-584,06)	218,38 (86,74-523,36)	0,839	93,00

Legenda: longuíssimo do tórax direito (LTD), longuíssimo do tórax esquerdo (LTE), multifido direito (MUD), multifido esquerdo (MUE), reto abdominal direito (RAD), reto abdominal esquerdo (RAE), oblíquo interno direito (OID) e oblíquo interno esquerdo (OIE). [€]p < 0,0125 para GC maior do que GDL

DISCUSSÃO

Certos movimentos humanos necessitam de força muscular explosiva, que pode ser definida como a taxa de aumento na força contrátil a partir do *onset* de contração, ou seja, a taxa de desenvolvimento de força (TDF) exercida em uma fase anterior a força muscular máxima (AAGAARD et al., 2002). A TDF é um parâmetro funcional na contração muscular forte e rápida que vem sendo amplamente investigada pela sua influência em movimentos como, determinados gestos esportivos (CORVINO et al., 2008), no equilíbrio postural em idosos a fim de evitar quedas (LOVELL, CUNEO e GASS, 2010; PEREIRA, GONÇALVES, 2010) e recentemente, em situações de dor musculoesquelética crônica (ANDERSEN et al., 2008) por influenciar mais a performance da tarefa do que o pico de força (BLAZEVIK et al., 2008).

Dentre os fatores fisiológicos que influenciam a TDF podem ser destacados, a força muscular máxima influenciada por aspectos como o tamanho muscular, área relativa das fibras de contração rápida e a distribuição das fibras musculares, e também as propriedades intrínsecas do músculo, que se referem a intensidade da produção eferente do motoneurônio na fase inicial da contração, ou seja, a frequência de disparo e o recrutamento de motoneurônios (ANDERSEN e AAGAARD, 2006; BLAZEVIK et al., 2008). Por isso, o cálculo da TDF geralmente é realizado em intervalos de tempo a partir do *onset* de contração, pois diferentes movimentos esportivos ou tarefas diárias requerem que forças sejam produzidas em diferentes intervalos de tempo. Desta forma, a investigação destes intervalos provém evidência de prováveis mecanismos subjacentes as alterações encontradas (BLAZEVIK et al., 2008).

A TDF pode ser processada de dois modos que apresentam diferenças conceituais, a TDF absoluta e a TDF normalizada. A medida da TDF absoluta é influenciada pela capacidade de força máxima dos músculos, assim, uma mudança nesta variável provém informações sobre ambos componentes, força máxima e o tempo, sendo considerado um importante parâmetro em movimentos explosivos (HOLTERMANN et al., 2007, BLAZEVIK et al., 2008). Em contrapartida, a TDF normalizada pelo pico de torque, ou seja, pela contração voluntária máxima (CVM), indica a habilidade de o indivíduo desenvolver a força rapidamente, independente da

capacidade de força máxima, ou seja, elimina o fator de pico de força como um mecanismo subjacente. Assim, a TDF normalizada provém informação somente do aspecto relacionado ao tempo da curva de força pelo tempo (AAGAARD et al., 2002; HOLTERMANN et al., 2007; BLAZEVIK et al., 2008).

Os achados deste estudo indicam diferenças entre os grupos apenas para a extensão da TDF absoluta, mas não para a TDF normalizada. O GC apresentou maiores valores de TDF absoluta na extensão do tronco nos momentos de 100 ms, 200 ms e TDF pico, comparado ao GDL. A priori, esse resultado somente para a TDF absoluta sugere que, a dor lombar crônica inespecífica influencia diretamente e principalmente a capacidade de produção de força máxima em determinado tempo, mas apresenta uma fraca relação do aspecto temporal da força (AAGAARD et al., 2002; HOLTERMANN et al., 2007; BLAZEVIK et al., 2008). Aagaard et al (2002) encontraram maiores diferenças na TDF absoluta do que na TDF normalizada após treinamento de resistência, assim como Lovell, Cuneo e Gass (2010) encontraram aumento significativo da TDF absoluta da articulação do joelho após 16 semanas de treinamento de força em idosos, mas quando normalizada pela CVM, a TDF não apresentou diferenças pré e pós treino.

A reduzida capacidade de produzir força rapidamente na população idosa tem sido associada a atrofia muscular relacionada a idade, principalmente fibras do tipo II, e diminuição da qualidade funcional dos músculos em termos de propriedades contráteis. Assim, as mudanças fisiológicas com o treinamento de força foram devido a maior recrutamento de massa muscular do que de fato a capacidade de produzir a força rapidamente (LOVELL, CUNEO e GASS, 2010). Em contrapartida, Blazeovich et al (2008) encontraram aumento da TDF normalizada mas não da TDF absoluta em indivíduos jovens após o treinamento de força do músculo quadríceps, sugerindo aumento da eficiência de liberação e sensibilidade do cálcio no mecanismo contrátil com o treinamento.

Como já foi discutido, há uma influência direta na produção de força máxima na TDF absoluta. Deste modo, este estudo sugere que a menor TDF absoluta extensora dos indivíduos com dor lombar possa ser explicada pelo déficit de força desta musculatura demonstrado na literatura (GRUTHER et al., 2009; YAHIA et al., 2010) comparado aos indivíduos assintomáticos. Além disso, diferentes fatores influenciam os intervalos de tempo da TDF a partir do *onset* de contração, na qual, o início da contração muscular, aproximadamente até 40 ms, as propriedades

intrínsecas do músculo influenciam nos valores da TDF. No entanto, em intervalos de tempo mais tardios, como após 90 ms, as alterações na TDF possuem forte relação com os aspectos relacionados a produção de força muscular máxima como, o tamanho muscular, a área relativa das fibras de contração rápida e a distribuição das fibras musculares. Assim, a maior TDF absoluta nos momentos de 100 ms, 200 ms e TDF pico do GC comparado ao GDL pode ser entendida.

Apesar da ausência de distinção entre os grupos quanto aos valores de TDF na flexão do tronco, este estudo sugere diferenças temporais, na qual indivíduos assintomáticos atingem a TDF pico em um tempo menor comparado a indivíduos que apresentam dor lombar. A literatura tem apontado que indivíduos com este sintoma apresentam alterações no controle motor como atraso no *onset* muscular do tronco durante rápidos movimentos dos membros superiores que causam perturbações no equilíbrio do corpo (MARSHALL, MURPHY, 2009; MEHTA et al., 2010). Em contrapartida, indivíduos em um episódio agudo de dor lombar levam um tempo menor para atingir o pico de torque. A menor latência de pico de torque é devido ao aumento do estímulo ao medo da dor ou medo da exacerbação da dor com o movimento (JONES et al., 2012). Além disso, indivíduos com dor lombar aguda demonstraram ausência de diferenças com indivíduos assintomáticos tanto na magnitude do torque como na taxa de desenvolvimento da força máxima (JONES et al., 2012).

Apesar de diversos aspectos fisiológicos influenciarem a TDF nos diferentes intervalos de tempo mensurados, estes não agem isoladamente, evidenciando uma relação da ação de um mecanismo em relação ao outro (ANDERSEN E AAGAARD, 2006). Assim, o aumento da TDF tem sido associado com o aumento da ativação neural, ou seja, a TAE, fato que corrobora com os achados deste estudo (BLAZEVIICH et al., 2008). Ou seja, há uma forte associação entre o aumento da excitabilidade do motoneurônio e a diminuição da inibição pré-sináptica com consequente aumento da capacidade de força máxima e rápida (BLAZEVIICH et al., 2008).

O mesmo raciocínio da diferença conceitual entre TDF absoluta e normalizada pode ser feito para TAE absoluta e normalizada, considerando que o cálculo para estas variáveis é exatamente o mesmo. Ou seja, o cálculo da TAE é realizado pela variação da curva de ativação muscular pela curva do tempo, sendo que a normalização da TAE é realizada pela contração muscular voluntária máxima, ou

seja, o RMS pico de cada músculo. Desta forma, corroborando com os dados de TDF, este estudo aponta principais diferenças entre os grupos para a TAE absoluta comparada a TAE normalizada ou relativa.

Além disso, podem ser observadas diferenças na TAE absoluta entre os grupos para diferentes músculos. Por exemplo, na extensão, o músculo global extensor do tronco, LT bilateralmente, apresentou maiores valores para o GC comparado ao GDL em todos os intervalos de tempo, já o músculo local, MU, apenas o hemicorpo esquerdo (MUE) apresentou-se maior no GC nos momentos de 30 e 50 ms. Para a flexão do tronco, o GC apresentou maiores valores de TAE absoluta do músculo local (OID) em todos os períodos de tempo e do músculo global (RAD) nos 30 ms e TAE pico, somente para o hemicorpo direito, respectivamente.

Tem sido apontado na literatura que os músculos do tronco possuem diferenças anatômicas com relação a fixação, e conseqüente diferenças funcionais, na qual são subdivididos em músculos locais ou segmentares e globais ou multisegmentares. Os músculos globais do tronco cruzam vários segmentos vertebrais com inserções na pelve e no tórax. Assim, o maior braço de alavanca destes músculos, como o reto abdominal (RA) e o longuíssimo do tórax (LT), leva a uma maior produção de torque e controle da orientação de forças externas. Em contrapartida, os músculos locais cruzam apenas um ou poucos segmentos vertebrais e possuem inserção direta ou indireta nas vértebras. Assim, apesar de menor capacidade de geração de torque, músculos desse grupo, tais como multifidos (MU), transverso do abdome (TrA) e o oblíquo interno (OI), agem na estabilização intersegmentar da coluna vertebral (BERGMARK, 1989; HODGES, 2003). Deste modo, a maior TAE do músculo global (LT, bilateralmente) do GC comparado ao GDL por sua característica de contribuir para maior produção de torque pode ter influenciado significativamente nos maiores valores de TDF na extensão verificada neste estudo. No entanto, as diferenças unilaterais da TAE dos músculos anteriores não foram suficientes para interferir na TDF durante a flexão do tronco.

Tem sido sugerido que indivíduos com dor lombar apresentam assimetrias na ativação muscular do tronco, ou pela magnitude ou pela frequência de disparo, evidenciada tanto em tarefas posturais induzidas por alterações na superfície de suporte (JONES et al., 2012) como durante movimento de extensão isométrica do tronco (ODDSSON, De LUCA, 2003). No entanto, Lariviere et al (2000) sugerem que

a assimetria de ativação não estão relacionada a diferenças anatômicas ou cinemáticas nos padrões de movimento do tronco, mas poderia ser consequência da dominância do indivíduo ou desperdício muscular em indivíduos que podem relatar dor. Neste estudo, as diferenças encontradas entre os grupos foram assimétricas para os grupos flexores, ou seja, somente para o hemicorpo direito. Esse achado sugere uma assimetria de ativação também para indivíduos assintomáticos que foram classificados com dominância destra, e uma ausência de associação deste achado com a presença do sintoma.

CONCLUSÃO

A dor lombar crônica inespecífica em indivíduos jovens e ativos influencia somente a TDF e TAE absolutas, sugerindo a influência desta condição principalmente na capacidade de produção de força máxima em determinado tempo, mas uma fraca relação do aspecto temporal da força. Além disso, diferenças anatômicas com relação a fixação, e conseqüente diferenças funcionais de músculos locais e globais, flexores e extensores, levaram a respostas específicas na TAE dos músculos do tronco refletindo diferentemente na TDF entre indivíduos com e sem dor lombar.

REFERÊNCIAS

AAGAARD, P; SIMONSEN, E. B; ANDERSEN, J. L; MAGNUSSON, P; DYHRE-POULSEN, P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. **Journal of Applied Physiology**, v. 93, p. 1318-1326, 2002.

ANDERSEN, L. L; HOLTERMANN, A; JORGENSEN, M. .; SJOGAARD, G. Rapid muscle activation and force capacity in conditions of chronic musculoskeletal pain. **Clinical Biomechanics**, v. 23, p. 1237-1242, 2008.

ANDERSEN, L.L; AAGAARD, P. Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. **European Journal of Applied Physiology**, v. 96, p. 46–52, 2006.

BERGMARK, A. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. **Acta Orthopaedica Scandinavica Supplementum**, n. 230, v. 60, 1989.

BLAZEVIČH, A. J; HORNE, S; CANNAVAN, D; COLEMAN, D.R; AAGAARD, P. Effect of contraction mode of slow-speed resistance training on the maximum rate of force development in the human quadriceps. **Muscle Nerve**, v. 38, p. 1133-1146, 2008.

CORVINO, R. B; CAPUTO, F; OLIVEIRA, A. C; GRECO, C. C; DENADAI, B. S. Taxa de desenvolvimento de força em diferentes velocidade de contrações musculares. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 15, n.6, 2008.

Da FONSECA, J. L; MAGINI, M; De FREITAS, T. H. Laboratory gait analysis in patients with low back pain before and after a Pilates intervention. **Journal of Sport and Rehabilitation**, v. 18, p.269-282, 2009.

FERREIRA, M. S; NAVEGA, M. T. Efeitos de um programa de orientação para adultos com lombalgia. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 18, n. 3, p. 127-131, 2010.

GASKELL, L. G.; ENRIGHT, S; TYSON, S. The effects of a back rehabilitation programme for patients with chronic low back pain. **Journal of Evaluation in Clinical Practice**, v.13, p.795-800, 2007.

GONÇALVES, M.; MARQUES, N. R.; HALLAL, C. Z.; VAN DIEEN, J. H. Electromyographic activity of trunk muscles during exercises with flexible and non-flexible poles. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation**, v. 24, p. 209-214, 2012.

GRABINER, M. D; JEZIEWSKI, J; DIVEKAR, A. R. Isokinetic measurements of trunk extension and flexion performance collected with the Biodex Clinical Data Station. **Isokinetic trunk performance**, v. 11, n. 12, 1990.

GRUTHER, W; WICK, F; PAUL, B; LEITNER, C; POSCH, M; MATZNER, M; CREVENNA, R; EBENBICHLER, G. Diagnostic accuracy and reliability of muscle

strength and endurance measurements in patients with chronic low back pain. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 41, p. 613-619, 2009.

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

HOLTERMAN, A; ROELEVELD, K; VEREIJKEN, B; ETTEMA, G. The effect of rate of force development on maximal production: acute and training-related aspects. **European Journal Applied Physiology**, n. 99, p. 605-613, 2007.

JARMER, M. S; CIEZA, A; BORCHERS, M; STUCKI, G. How to apply the ICF and ICF core sets for low back pain. **Clinical of Journal Pain**, v. 25, p. 29-38, 2009.

JONES, S. L; HITT, J. R; DESARNO, M. J; HENRY, S.M. Individuals with non-specific low back pain in an active episode demonstrate temporally altered torque responses and direction-specific enhanced muscle activity following unexpected balance perturbations. **Experimental Brain Research**, v. 221, p. 413-426, 2012.

KELLER, A; HELLESNES, J; BROX, J. L. Reliability of the isokinetic trunk extensor test, Biering-Sørensen test, and Astrand bicycle test: assessment of intraclass correlation coefficient and critical difference in patients with chronic low back pain and healthy individuals. **Spine**, v. 26, p. 771-777, 2001.

LA ROCHE, D. P; CREMIN, K. A; GREENLEAF, B; CROCE, R.V. Rapid torque development in older female fallers and nonfallers: A comparison across lower-extremity muscles. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, p. 482-488, 2010.

LARIVIÈRE, C; ARSENAULT, A. B; GRAVEL, D; GAGNON, D; LOISEL, P. Surface electromyography assessment of back muscle intrinsic properties. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, p. 305-318, 2003.

LARIVIERE, C; GAGNON, D; LOISEL, P. The comparison on of trunk muscles EMG activation between subjects with and without chronic low back pain during flexion-extension and lateral bending. **Journal Electromyography Kinesiology**, v. 10, p. 79-91, 2000.

LEE, A. S; CHOLEWICKI, J; REEVES, P; ZAZULAK, B. T; MYSLIWIEC, L. W. Comparison of trunk proprioception between patients with low back pain and healthy controls. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 91, 2010.

LOVELL, D. I; CUNEO, R; GASS, G. C. The effect of strength training and short-term detraining on maximum force and the rate of force development of older men. **European Journal Applied Physiology**, v. 109, p. 429-435, 2010.

MARSHALL, P; MURPHY, B. Delayed abdominal muscle onsets and self-report measures of pain and disability in chronic low back pain. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 2009.

MARSHALL, P; MURPHY, B. The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, p. 477-489, 2003.

MEHTA, R; CANELLA, M; SMITH, S. S; SILFIES, S. P. Altered trunk motor planning in patients with nonspecific low back pain. **Journal of Motor Behavior**, v.42, n.2, 2010.

NEWCOMER, K. L; JACOBSON, T. D; GABRIEL, D. A; LARDSON, D. R; BREY, R. H; AN, K. Muscle activation patterns in subjects with and without low back pain. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, 2002.

ODDSON, L. I. E; DE LUCA, C. J. Activation imbalances in lumbar spine muscles in the presence of chronic low back pain. **Journal of Applied Physiology**, v. 94, p. 1410-1420, 2003.

PEREIRA, M. P; GONÇALVES, M. Muscular coactivation (CA) around the knee reduces power production in elderly women. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, 2010.

RIPAMONTI, M; COLIN, D; RAHMANI, A. Torque-velocity and power-velocity relationships during isokinetic trunk flexion and extension. **Clinical Biomechanics**, v. 23, p. 520-536, 2008.

SUNG, P. S; LAMMERS, A. R; DANIAL, P. Different parts of erector spinae muscle fatigability in subjects with and without low back pain. **The Spinal Journal**, v. 9, p. 115-120, 2009.

YAHIA, A; JRIBI, S; GHROUBI, S; ELLEUCH, M; BAKLOUT, S; ELLEUCH, M. H. Evaluation of the posture and muscular strength of the trunk and inferior members of patients with chronic lumbar pain. **Spine**, 2010.

YILMAZ, B; YAAR, E; TAKAYNATAN, M. A; GOKTEPE, A. S; TUCU, I; YAZCOLU, K; MOHUR, H. Relationship between lumbar muscle strength and proprioception after fatigue in men with chronic low back pain. **Turkey Journal Rheumatology**, v. 25, p. 68-71, 2010.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este estudo se diferencia pela análise de diferentes variáveis biomecânicas em conjunto e na verificação do poder de discriminação de cada uma delas na classificação dos grupos com e sem dor lombar. Além disso, a investigação de variáveis como a taxa de aumento eletromiográfico e taxa de desenvolvimento de força são importantes não só do ponto de vista fisiológico, mas também para profissionais elaborarem estratégias de reabilitação baseadas em diferentes tipos de treinamento para a dor lombar crônica inespecífica.

Desta forma, os achados deste estudo sugerem que o tratamento de indivíduos jovens que apresentam este sintoma musculoesquelético deve priorizar o fortalecimento da musculatura do tronco, principalmente a musculatura extensora. Além disso, o treinamento de resistência muscular do tronco deve ser inserido neste programa de reabilitação, já que além da variável pico de torque extensor, a resistência da musculatura paravertebral também apresentou forte poder de discriminação.

Do mesmo modo, as diferenças encontradas entre os grupos na TDF e TAE absolutas sugerem a influência do déficit de força, principalmente extensora do tronco, na menor capacidade de ativar a musculatura e produzir força muscular rapidamente, independente de relações temporais na ativação muscular, para esta população estudada. Além disso, apesar de não ter encontrado diferenças na sensibilidade proprioceptiva entre os grupos, o treinamento e a conscientização da contração da musculatura local e global do tronco em indivíduos com dor lombar crônica inespecífica pode auxiliar o recrutamento muscular adequado evitando a coativação muscular excessiva do tronco. Assim, um programa de reabilitação voltado para as variáveis em questão poderiam resultar na redução da intensidade da dor assim como a redução da incapacidade relacionada este sintoma musculoesquelético.

Dentre os resultados obtidos não esperados, está a variável de propriocepção mensurada pelo teste de reposicionamento passivo do tronco, na qual não foram encontradas diferenças entre grupos tanto antes quanto após o teste de resistência de Biering-Sorensen.

A respeito das limitações deste estudo, o principal fator está relacionado a restrição da amostra direcionada apenas para o sexo feminino. Apesar de não haver consenso na literatura quanto à prevalência deste sintoma musculoesquelético no gênero, as questões hormonais presentes nesta população poderiam interferir na intensidade da dor e conseqüentemente nos resultados obtidos. Por esse motivo, sugerimos que estudos futuros sejam realizados incluindo homens.