

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

A INFLUÊNCIA DO TREINAMENTO DE FORÇA EM PARÂMETROS
BIOMECÂNICOS, MORFOLÓGICOS E INFLAMATÓRIOS DE PORTADORES
DE DOR LOMBAR CRÔNICA

JULIANA PENNONE

São Paulo
Janeiro de 2017

JULIANA PENNONE

A INFLUÊNCIA DO TREINAMENTO DE FORÇA EM PARÂMETROS BIOMECÂNICOS,
MORFOLÓGICOS E INFLAMATÓRIOS DE PORTADORES DE DOR LOMBAR CRÔNICA

Projeto de pesquisa apresentado à
Escola de Educação Física e
Esporte da Universidade de São
Paulo, como requisito para o Exame
de Defesa para obtenção do título
de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Biodinâmica
do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Júlio Cerca
Serrão

São Paulo

Janeiro de 2017

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Autor: PENNONE, Juliana

Título: A influência do treinamento de força em parâmetros biomecânicos, morfológicos e inflamatórios de portadores de dor lombar crônica.

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências

Data: ___/___/___

Banca Examinadora

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

AGRADECIMENTOS

A vida acadêmica é sempre associada a sacrifícios, privações, abnegações, dedicação e persistência. Não posso dizer que essas palavras não façam sentido ou que não se fizerem presentes em alguns momentos. Porém, esses momentos só acontecerem por fazer parte de algo maior: a liberdade, a flexibilidade, o amor e o sabor de uma vida bem vivida.

Posso estar sendo aqui egoísta e ou até mesmo excludente, mas devo aqui todo meu carinho e agradecimento para que essa vida pudesse ser possível, a duas pessoas em especial, duas pessoas que conheciam a mim mais do que eu mesma, duas pessoas que viam em mim se não talento, ao menos prazer em estudar, pesquisar e ensinar. São eles, minha primeira orientadora Marília, que teve a paciência e a gentileza de acolher e orientar uma jovem recém chegada a universidade e Júlio que sempre me recebeu com atenção e soube com precisão cirúrgica os exatos momentos de orientar, escutar, ser duro e por que não, de cuidar nesses 9 anos de convivência.

Na formação de meu caráter e personalidade, meus pais, Silvio e Cristina, mesmo nos momentos difíceis, nunca deixaram o bom humor de lado e me proporcionaram o melhor para que eu pudesse chegar até aqui. Aos meus tios, José e Eveline, meus primos Dudu e Mariana e meus avós, já em memória, Lelê e Pio, Antonietta e Geo, meu eterno amor e gratidão por me possibilitarem viver em um ambiente alegre e rico culturalmente, com discussões acaloradas sempre em volta de mesa farta e com a tradicional gritaria italiana.

Ao longo de todo o caminho nos estudos, agradeço a todos os mestres que passaram e deixaram marcas em meu coração. Em especial, novamente meu pai e minha avó Lelê, e aos que ainda hoje se fazem presente Ester, Donatella, Margarida, Tuca, Márcia, Haroldo (CEPE) e Mochi. Dentre todos, agradeço com especial carinho ao professor Amadio: conviver com a história viva da Biomecânica no Brasil, com uma pessoa tão generosa e rica de conhecimento é um privilégio diário.

Aos amigos e colegas de laboratório, em especial, Aninha, Brunão, Johny, Soncin, Pepe, Alex, Pedro e Jaque toda minha admiração e respeito por fazermos do trabalho diversão, por todo aprendizado e companheirismo que espero levarmos adiante.

Aos meus amigos, minha segunda família, Rodolfo, Murilo, Ivan, Thiago, Andreia, Ligia, Xuxu e Virginia, agradeço por estarem por perto dividindo todas as dificuldades e felicidades.

Aos meus alunos devo a motivação de continuar estudando e a satisfação de promover-lhes saúde e bem estar. Em particular, agradeço ao Mauricio por todo apoio desde sempre e ao Luis pelas incansáveis tardes filosóficas.

Já que de louco todo mundo tem um pouco, por que não agradecer a minha psicanalista, Andréa, pelas provocações, desafios e reflexões sempre muito proveitosas.

Agradeço ainda a toda equipe de funcionários da escola, meu maior orgulho EEFÉ-USP, aos professores Carlos e Valmor por nos disponibilizarem o equipamento de ultrassom, ao CEPE-USP pelo espaço de treino e a CAPES pelo auxílio financeiro. Bem como a todos os voluntários da pesquisa pelo empenho nos treinos e disponibilidade para as coletas, aos colegas pesquisadores do ICB, Emídio, Raquel, Diego e Ana Flávia e aos alunos de graduação, Leandro, Jéssica, Camila, Roberta e Emilio pelo interesse e comprometimento com o trabalho.

Dedico por fim essa dissertação a quem até hoje me inspira em minha profissão e amor pela vida. Ao meu eterno amor, vô Pio.

E se o mundo não corresponde em todos os aspectos a nossos desejos, é culpa da ciência ou dos que querem impor seus desejos ao mundo?

Carl Sagan

RESUMO

PENNONE, J. **A influência do treinamento de força em parâmetros biomecânicos, morfológicos e inflamatórios de portadores de dor lombar crônica.** 2017. 72 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2017.

Apesar de ser reconhecidamente gerada por causas multifatoriais, as investigações a respeito da dor lombar crônica (DLC) são em sua maioria unidirecionais, dificultando uma visão mais ampla desse quadro. A proposta desse estudo foi investigar a DLC a partir de uma abordagem multidisciplinar, analisando parâmetros biomecânicos, morfológicos e inflamatórios. O experimento 1 objetivou a caracterização de portadores de DLC; e o Experimento 2, a influência de dois protocolos de treinamento de força na DLC, um de baixa intensidade e baixo volume (TB) e outro de alta intensidade e alto volume (TA). Em ambos os experimentos foram analisados intensidade de dor e nível de incapacidade funcional (escala analógica de dor e Índice Oswestry), Força de Reação de Solo (FRS - plataformas de força AMTI BP600900 - 2000), cinemática de membros inferiores (centrais inerciais - Noraxon) e atividade muscular do reto abdominal, oblíquos externos, multífidos lombares, glúteo médio, vasto lateral e bíceps femoral (TeleMyoDTS), durante a marcha e o sentar e levantar, citocinas inflamatórias por Multiplex em amostras de sangue e área de secção transversa (AST) dos multífidos lombares por imagem de ultrassom. No experimento 1, o grupo de portadores de DLC (n=35) em comparação ao grupo controle (n=20) apresentou maior inflamação sistêmica evidenciada por concentrações elevadas de Eotaxina e MCP-1, menor AST de multífidos lombares (8.11 ± 0.98 vs $9.942 \pm 1.05 \text{cm}^2$), maior e antecipado primeiro pico da FRS durante a marcha (1.19 ± 0.11 vs 1.09 ± 0.09 PC; 0.16 ± 0.032 vs 0.18 ± 0.031 s), menor flexão de quadril (99.47 ± 12.3 vs $107.44 \pm 8.46^\circ$) e menor atividade de multífidos lombares (41.08 ± 16.15 vs 52.25 ± 12.97 RMS) no sentar e levantar. Os resultados mostraram que os portadores de DLC apresentaram alterações biomecânicas relacionadas ao controle de carga mecânica, inflamação sistêmica aumentada e menor AST de multífidos, apontando para um ambiente catabólico associado a prejuízos nas funções do aparelho locomotor. No experimento 2, embora o grupo TA (n=13) tenha apresentado maior decréscimo no *score* do Índice Oswestry em relação ao grupo TB (n=13), (24.31 ± 7.89 TA pré vs 9.69 ± 6.97 TA pós; 25.15 ± 9.05 TB pré vs 19.73 ± 13.35 TB pós), ambos apresentaram resultados muito semelhantes nos parâmetros analisados após intervenção: as citocinas inflamatórias foram moduladas numa direção anti-inflamatória, a AST dos multífidos lombares aumentou 15,63% e o primeiro pico da FRS diminuiu na marcha (1.21 ± 0.03 TA pré vs 1.19 ± 0.03 TA pós, 1.15 ± 0.07 TB pré vs 1.09 ± 0.07 PC TB pós), a atividade de reto abdominal diminuiu na fase de balanço da marcha (41.38 ± 12.9 TA pré vs 24.87 ± 12.9 TA pós; 38.86 ± 14.13 TB pré vs 32.5 ± 14.13 RMS TB pós) e os multífidos lombares apresentaram atividade aumentada no sentar e levantar (27.25 ± 2.36 TA pré vs 37.59 ± 2.36 TA pós; 30.16 ± 2.75 TB pré vs 30.72 ± 2.75 RMS TB pós). Assim, independentemente de intensidade e volume estudados, o treinamento de força não apenas reduziu a percepção de dor e a inflamação sistêmica, como também afetou positivamente parâmetros biomecânicos indicativos de desempenho e controle de carga.

Palavras-chave: biomecânica, dor lombar crônica; treinamento de força; biomarcadores inflamatórios.

ABSTRACT

PENNONE, J. **The influence of strength training on biomechanical, morphological and inflammatory parameters of chronic low back pain patients.** 2017. 72 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2017.

Although it is known that CLBP have a multifactorial etiology, the investigations about it are mostly specific to each investigation area, making difficult to understand this complex condition. The purpose of the present study was to investigate CLBP from a multidisciplinary approach, analyzing biomechanical, morphological and inflammatory parameters in two different experiments: one aiming to characterize the CLBP patients and the second to compare the influence of two strength training protocols, one of low intensity and low volume (LIT) and one of high intensity and high volume (HIT). In both experiments, pain intensity and level of functional disability were analyzed (by analogue scale of pain and Oswestry Index), Ground Reaction Forces (GRF – AMTI BP600900 - 2000 force plate), kinematics of lower limbs (Inertial Sensors by Noraxon) and electromyography of the rectus abdominis, external oblique, lumbar multifidus, medial gluteus, vastus lateralis and biceps femoris muscles (TelemyoDTS) during gait and sit-to-stand, inflammatory cytokines by Multiplex in blood samples and cross-sectional area (CSA) of the lumbar multifidus by ultrasound imaging. In the experiment 1, the CLBP group (n = 35) compared to the group of asymptomatic subjects (n = 20) presented higher systemic inflammation evidenced by high concentrations of Eotaxin and MCP-1, lower CSA of lumbar multifidus (8.11 ± 0.98 vs $9.942 \pm 1.05 \text{cm}^2$), higher and anticipated first peak of GRF during gait (1.19 ± 0.11 vs 1.09 ± 0.09 PC; 0.16 ± 0.032 vs 0.18 ± 0.031 s), lower hip flexion (99.47 ± 12.3 vs $107.44 \pm 8.46^\circ$) and lower activity of lumbar multifidus (41.08 ± 16.15 vs 52.25 ± 12.97 RMS) in sit-to-stand. These results showed that CLBP patients presented biomechanical changes related to mechanical load control, higher systemic inflammation and smaller lumbar multifidus CSA, pointing to a catabolic environment with deficit in body functionality. In the experiment 2, although the high intensity group (HIT; n = 13) presented a greater decrease in the Oswestry Index score than the low intensity group (LIT; n = 13), both presented very similar results after intervention from analyzed parameters: the inflammatory biomarkers were modulated in an anti-inflammatory sense, the CSA of the lumbar multifidus increased 15,63%, and the GFR first peak decreased during gait (1.21 ± 0.03 HIT pre vs 1.19 ± 0.03 HIT pos, 1.15 ± 0.07 LIT pre vs 1.09 ± 0.07 BW LIT pos), rectus abdominis activity decreased in the balance phase of the gait (41.38 ± 12.9 HIT pre vs 24.87 ± 12.9 HIT pos; 38.86 ± 14.13 LIT pre vs 32.5 ± 14.13 RMS TB pós) and the lumbar multifidus presented increased activity in sit-to-stand (27.25 ± 2.36 HIT pre vs 37.59 ± 2.36 HIT pos; 30.16 ± 2.75 LIT pre vs 30.72 ± 2.75 RMS LIT pos). Thus, independently of intensity and volume analyzed, the strength training not only reduced chronic pain perception of CLBP patients, as improved biomechanical parameters related to load control, modulated inflammatory biomarkers and influenced in lumbar multifidus hypertrophy.

Key-words: biomechanics; chronic low back pain; strength training; inflammatory biomarkers.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
2. OBJETIVO	4
2.1. Objetivo geral.....	4
2.2. Objetivos específicos	4
3. REVISÃO DE LITERATURA.....	5
3.1. A dor lombar crônica	5
3.2. Dor lombar crônica e atividades da vida diária	8
3.3. Treinamento de força e dor lombar crônica	11
3.4. Ativação muscular nos exercícios utilizados no treinamento de força	13
3.5. O exercício e a inflamação	15
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	18
4.1. Caracterização geral dos experimentos	18
4.2. Amostra.....	19
4.3. Procedimento experimental	21
4.3.1. Protocolo de intervenção	21
4.3.2. Avaliações experimentais	24
4.3.2.1 Avaliações dos movimentos de vida diária: sentar e levantar	25
4.3.2.2 Avaliação da locomoção.....	26
4.4. Instrumentos de medição.....	27
4.4.1. Cinemetria	27
4.4.2. Dinamometria	28
4.4.3. Eletromiografia.....	28
4.5. Variáveis selecionadas	29
4.5.1. Variáveis cinemáticas	29
4.5.2. Variáveis dinâmicas.....	29
4.5.3. Variáveis eletromiográficas	30
4.5.3. Análise inflamatória	30
4.6. Análise de ultrassom	31
5. TRATAMENTO MATEMÁTICO DOS DADOS.....	32
6. ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS	33
7. RESULTADOS E DISCUSSÕES	34
7.1. Caracterização da dor lombar crônica - Experimento 1	34
7.1.1. Resultados	34
7.1.2. Discussão.....	39
7.2. Efeitos do treinamento de força em portadores de DLC - Experimento 2.....	42
7.2.1. Resultados	42
7.2.2. Discussão.....	53
8. CONCLUSÃO.....	57

9. REFERÊNCIAS	!
10. ANEXOS	67

1 INTRODUÇÃO

A dor lombar crônica (DLC) é considerada a condição musculoesquelética de maior prevalência mundial (KRISTENSEN; FRANKLYN-MILER, 2013) afetando metade da população (ROZEMBERG, 2008). Estima-se que 80% dos adultos tenham pelo menos um episódio de DLC suficientemente severa que resulte em afastamento temporário do trabalho (FONSECA; MAGINI; FREITAS, 2009).

A dificuldade no tratamento desse tipo de dor está nos sintomas não-específicos resultantes de etiologias variadas que incluem fatores químicos, vasculares, mecânicos e/ou neurais (JOHNSON *et al.*, 2013).

Uma importante hipótese sobre a etiologia da DLC traz uma abordagem abrangente em relação a essas diferentes influências (LIANG *et al.*, 2013; IZZO *et al.*, 2013). Izzo *et al.*, (2013) basearam sua hipótese na premissa de que o Sistema Nervoso Central (SNC) recebe inputs de articulações, músculos e tendões de estruturas da coluna para regular a coordenação neuromuscular tempororo-espacialmente (BRYAN & LEPHART, 2002). Segundo os autores, mudanças nesses componentes induzem à formação de sinais anormais ao SNC causando respostas motoras alteradas. Por sua vez, essas tais respostas motoras alteradas aumentam o estresse mecânico na coluna, causando uma nova resposta anormal ao SNC, criando um ciclo vicioso que conduz à inflamação, estresse muscular e perpetuação da dor.

Há fortes evidências de que os fatores citados acima afetam a DLC (QUEIROZ *et al.*, 2016; KRAMER *et al.*, 2005; ROZEMBERG *et al.*, 2008; POSADZKI *et al.*, 2011; SUNG *et al.*, 2014; BENECK & KULIG, 2012). No entanto, apesar da contribuição de cada componente da DLC ter sido foco de debates e estudos, pouco se sabe sobre suas inter-relações e a combinação de diferentes aspectos influenciando essa condição. Apesar do ciclo vicioso da dor parecer bastante provável, até onde sabemos, não existem estudos que tenham investigado os fatores causais conjuntamente.

Em particular, parece que a dor muscular crônica está relacionada ao aumento da resposta inflamatória sistêmica, evidenciado por níveis elevados de citocinas circulantes (MENZIES *et al.*, 2011; FENG *et al.*, 2013). Porém, apenas poucos estudos contemplaram esse aspecto especificamente na DLC: enquanto Heffner *et al.*, (2011) encontraram níveis similares de IL-6 plasmático em pacientes com DLC e o grupo controle, Queiroz *et al.*, (2016) demonstraram associação entre marcadores inflamatórios (TNF-alpha e sTNFR1) e severidade da dor em pacientes idosos com dor lombar aguda.

Apesar da reconhecida importância dos marcadores inflamatórios, seu comportamento na DLC ainda é desconhecido, e sua elucidação seria de grande importância para poder apontar para uma intersecção entre diferentes parâmetros que mudam juntos de acordo com uma abordagem multidisciplinar da DLC.

Dentro do ciclo vicioso da dor, seu impacto na função muscular tem sido vastamente investigado: as evidências mostram que parece haver diferenças quanto ao controle motor e a capacidade de estabilização pélvica e da coluna vertebral (KRAMER *et al.*, 2005; ROZEMBERG *et al.*, 2008; POSADZKI *et al.*, 2011; SUNG *et al.*, 2014). A literatura tem buscado caracterizar essa condição em movimentos da vida diária como caminhar (ARENDE-NIELSEN, *et al.*, 1995; LAMOTH *et al.*, 2006; VAN DER HULST *et al.*, 2010; VOGT *et al.*, 2003; HENCHOZ *et al.*, 2015; MÜLLER *et al.*, 2015) e sentar e levantar (VAUCHER *et al.*, 2015; SHUM *et al.*, 2009), mas até agora tem apresentado resultados controversos: alguns não mostraram diferença alguma na atividade de músculos do tronco entre portadores de DLC e indivíduos assintomáticos (ARENDE-NIELSEN, *et al.*, 1995; VOGT *et al.*, 2003), enquanto outros mostraram maior atividade desses músculos em portadores de DLC (LAMOTH *et al.*, 2006; VAN DER HULST *et al.*, 2010; HENCHOZ *et al.*, 2015; MÜLLER *et al.*, 2015).

Além das alterações na inflamação sistêmica, na dor e na função muscular, também são esperadas alterações na estrutura muscular (IZZO *et al.*, 2013). Na tentativa de compreender o impacto da ativação de músculos da coluna lombar em sua própria estrutura, alguns estudos compararam a área de secção transversa (AST) dos múltiplos lombares: Beneck & Kulig (2012) encontraram AST reduzida em portadores de DLC, no entanto, uma recente evidência sugere que não há diferença entre os grupos (SURI *et al.*, 2015). Portanto, essa medida morfológica permanece inconclusiva.

Mesmo com a etiologia somente parcialmente desvendada, o tratamento da DLC se faz necessário. Entre as diferentes intervenções existentes para seu tratamento, como eletroterapias (ultrassom e laser) e terapias manipulativas (massagem e osteopatia), o exercício físico tem evidenciado ser o mais efetivo em reduzir a DLC (SEARLE *et al.*, 2015), sendo o treinamento de força um dos programas de reabilitação mais utilizados (KRISTENSEN; FRANKLYN-MILER, 2013).

O treinamento de força parece ser efetivo no tratamento da DLC por influenciar em todos os fatores relacionados até aqui: aumenta força e hipertrofia muscular, reduz dor, aumenta capacidade funcional, melhora qualidade de vida (KRISTENSEN; FRANKLYN-MILER, 2013) e reduz inflamação sistêmica (PEREIRA *et al.*, 2013). Porém, não há consenso quanto às estratégias de manipulação de volume e intensidade no tratamento dessa condição.

Na clínica fisioterapêutica é muito popular a utilização de exercícios de baixa intensidade com o objetivo de aumentar a estabilidade do tronco através de movimentos de flexão de quadril e coluna, sem adição de carga extra (Blackburn, et al., 1982). O intuito é desenvolver ativamente os músculos flexores e alongar passivamente os músculos extensores (William, 1965). Em contrapartida, exercícios multiarticulares, tradicionais no treinamento de força como o agachamento, levantamento terra e avanço, induzem a altas ativações de músculos do *core*, aliado a maiores cargas compressivas para a coluna vertebral (Bressel et al., 2009; CLARK; LAMBERT; Hunter, 2012; ESCAMILLA et al, 2001). Por isso são usualmente utilizados na prática para complementar ou progredir o treinamento de músculos do tronco (COMFORT; PEARSON; MATHER, 2011).

Apesar da popularidade do treinamento de força, poucos estudos investigaram os exercícios monoarticulares de flexão de quadril e coluna de baixa intensidade (Kumar et al., 2015; Lee et al., 2015), ou os exercícios multiarticulares de alta intensidade, tradicionais no treinamento de força (Berglund *et al.*, 2015), no tratamento da DLC. Portanto, analisá-los é necessário para garantir tanto sua efetividade quanto segurança nessa condição.

Ainda, a maioria dos resultados científicos referentes ao tratamento da DLC apresentados até agora, foram baseados apenas em questionários de dor e incapacidade funcional, mostrando redução do *score* após as intervenções. No entanto, há poucos estudos que investigaram os fatores presentes na DLC que levaram a esse decréscimo (ALLISON 2012; PUNTUMETAKUL et al, 2013; Steele et al., 2016).

A despeito de suas características complexas, até agora os estudos tem abordado a DLC de maneira unidirecional. Na tentativa de explicar a dor de forma multidisciplinar, o objetivo desse trabalho é avaliar parâmetros fisiológicos, morfológicos e biomecânicos diretamente durante atividades da vida diária. Ainda, como o treinamento de força influencia tanto em respostas neuromusculares quanto em inflamatórias, investigamos também os efeitos de dois protocolos distintos, um de baixa intensidade e baixo volume e outro de alta intensidade e alto volume, nos parâmetros biomecânicos desses movimentos, na AST dos múltifidos lombares e nas respostas inflamatórias de portadores de DLC.

2 OBJETIVO

2.1 Objetivo geral

Investigar a influência do treinamento de força em parâmetros biomecânicos, inflamatórios e morfológicos de portadores de DLC.

2.2 Objetivos específicos

A partir desse objetivo geral, o presente estudo procurou mais especificamente:

-Caracterizar as atividades da vida diária a partir de parâmetros eletromiográficos, cinemáticos e dinâmicos de portadores de DLC.

-Analisar o perfil inflamatório de portadores de DLC por intermédio das citocinas inflamatórias circulantes.

- Medir a AST dos multífidoss lombares de portadores de DLC por imagem de ultrassom.

-Comparar o efeito de dois protocolos de treinamento de força, um de alta intensidade e alto volume e outro de baixa intensidade e baixo volume, na intensidade da dor, nos parâmetros biomecânicos durante atividades da vida diária, no perfil inflamatório e na AST dos multífidoss lombares de portadores de DLC.

3 REVISÃO DE LITERATURA

A partir da revisão pretende-se definir e caracterizar a DLC, além de discutir aspectos que ainda carecem de fundamentação mais sólida, apresentar as características biomecânicas de movimentos da vida diária de portadores de DLC, mostrar os resultados e as lacunas existentes em relação ao treinamento de força como intervenção no seu tratamento, apresentar a atividade muscular de exercícios do treinamento de força para justificar a sua escolha em cada fase do protocolo e ainda, como esse pode influenciar no perfil inflamatório de sujeitos que apresentam dor crônica.

3.1 A dor lombar crônica

A DLC é definida como uma dor localizada entre a décima segunda costela e a dobra inferior do glúteo, com ou sem dor na perna por um período maior do que doze semanas (MOON *et al.*, 2012).

A dor lombar é inespecífica em cerca de 90% dos casos, sendo o sintoma musculoesquelético de maior incidência, afetando aproximadamente 80% dos adultos da população mundial (POSADZKI; LIZIS; HAGNER-DERENGOWSKA, 2011).

Estima-se que 5-15% da dor não específica na lombar pode tornar-se crônica, resultando em altos custos para os sistemas de seguro saúde e social (MARQUES *et al.*, 2013). O INSTITUTO BRASILEIRO DE AUDITORIA EM VIGILÂNCIA SANITÁRIA, (2006), aponta a DLC como o principal motivo que leva os brasileiros ao consultório do clínico geral. As alegações variam de dores que podem ir do pescoço (cervicalgia), passando pelo meio da coluna (dor torácica) até o final das costas (lombalgia). Ainda segundo o Instituto, ela é a principal causa de afastamento temporário de trabalho no Brasil, pois quatro em cada cinco brasileiros tem ou terão dor na coluna.

A detecção de problemas na coluna pode ser feita através de exames de imagem como radiografia, tomografia computadorizada ou ressonância magnética, porém a degeneração no disco não é correlacionada positivamente com dor, estando essa mais relacionada aos movimentos e atividades realizados pelo paciente (KIM *et al.*, 2015). Questionários de avaliação funcional como o *Oswestry* e o *Roland Morris* surgiram como ferramentas dedicadas à medição de problemas relacionados à coluna. (FAIRBANK; PYNSENT, 2000).

Nesse estudo será utilizado o questionário *Oswestry* validado adaptado para o português (ROLAND; FAIRBANK, 2000), com aplicação de duração média de 10 minutos

constituída de 10 questões com seis alternativas, cujo valor varia de 0 a 5. A primeira pergunta avalia a intensidade da dor e as outras nove, o efeito da dor sobre atividades da vida diária. O escore total é dividido pelo número de questões respondidas multiplicadas pelo número 5 e o resultado encontrado é multiplicado por 100 com os valores finais sendo apresentados em porcentagem: 0-20% é considerada incapacidade mínima, 21-40% moderada, 41-60% incapacidade severa, sendo que de 61-80% o indivíduo é considerado inválido e de 81-100% restrito ao leito.

Como dito anteriormente, as alterações estruturais da coluna vertebral não estão diretamente relacionadas à dor musculoesquelética e os mecanismos que a ocasionam não são totalmente conhecidos. Nas investigações a respeito de DLC dá-se grande ênfase na análise de músculos do *core* (WILLARDSON; FONTANA; BRESSEL, 2009), esse é utilizado para descrever as regiões lombo-pélvica e abdominal do corpo, e a sua estabilidade é considerada essencial para dar base aos movimentos de membros superiores e inferiores, para suportar cargas, e para proteger a medula e os nervos da coluna vertebral (IZZO, *et al.*, 2013).

O *core* pode ser dividido em dois grupos de acordo com as suas características anatômicas e funcionais. O primeiro grupo de músculos é composto pela musculatura profunda, também conhecido como grupo de estabilização localizada. Estes músculos incluem o transverso do abdômen, multífido lombar, oblíquo interno e quadrado lombar (PENG; LIN, 2012; HUANG *et al.*, 2014). O multífido lombar é conectado a cada segmento vertebral, e, junto ao transverso do abdômen ativam o mecanismo de co-contração gerando estabilidade segmentar (WONG *et al.*, 2013). O segundo grupo de músculos compõem a porção superficial do *core*, ou estabilizadores globais, que incluem o reto abdominal, oblíquo externo, eretor da espinha, e músculos do quadril (EKSTRONET *et al.*, 2007). Esses músculos não se inserem diretamente na coluna, mas conectam a pelve às costelas ou membros inferiores, proporcionando um controle adicional na estabilidade do tronco, sendo considerados secundários no papel da sua estabilização (HUANG *et al.*, 2009; KUMA, 2011).

A fraqueza ou insuficiência no controle motor de músculos profundos do *core* são tipicamente encontrados em portadores de DLC (KRAMER *et al.*, 2005, ROZENBERG *et al.*, 2008 POSADZKI *et al.*, 2011). Alguns estudos sugerem que a fraqueza de músculos como o transverso do abdômen e o multífido lombar possa ser responsável pelo decréscimo na estabilidade da coluna e conseqüentemente pelo início da dor (POSADZKI *et al.*, 2011). Hipotetiza-se que danos e dor são gerados quando há um maior esforço para manutenção de postura em decorrência da redução da força muscular (PEDERSEN *et al.*, 2013).

A atrofia dos músculos multifidos lombares parece estar relacionada à intensidade de

dor em portadores de DLC, como verificado por Beneck e Kulig (2012) em estudo que comparou área de secção transversa (AST) desses músculos em sujeitos com dor lombar unilateral. A menor AST dos músculos multífidos, além de poder trazer prejuízos na estabilidade da coluna lombar, pode também estar relacionada ao surgimento de lesões secundárias de origens diversas como inflamação, infecção, metástase, ou até mesmo dor psicogênica (CHO *et al.*, 2015).

Investigando uma tarefa de extensão de coluna em portadores de DLC, Kramer *et al.* (2005), identificaram baixa força (apenas 60% do torque isométrico alcançado pelo grupo assintomático) e baixa amplitude de atividade elétrica de eretores da espinha e multífidos lombares. Aqui encontra-se um ciclo em que é questionado se portadores de DLC alcançam menor torque de coluna por apresentarem dor ou se apresentam dor por terem pouca força muscular (HODGES *et al.*, 2011).

Além das implicações da fraqueza de músculos do *core*, alguns estudos tem demonstrado que portadores de DLC apresentam controle motor prejudicado comparado a sujeitos saudáveis (GRABINER *et al.*, 1992). Foi observado que a ativação do multífido lombar e do transverso do abdômen, encontra-se atrasado em portadores de DLC, e uma das hipóteses para que isso ocorra é que a habilidade de mobilizar esses músculos em quem tem dor seja reduzida (HODGES; RICHARDSON, 1999). Logo, pela alteração no controle motor, o equilíbrio postural também pode ser afetado (HARDING *et al.*, 1994), o que pode ser exemplificado por pacientes apresentando maior balanço para trás na tentativa de estabilizar o centro de massa ao equilibrarem-se (HAMAOU; DO; BOISSET, 2004; RHEE; KIM; SUNG, 2012).

Considerando-se os aspectos mecânicos da DLC, seus portadores demonstram frequentemente fraqueza e desequilíbrio nos músculos do tronco, além de fadigar antecipadamente durante a sustentação da coluna em exercícios de extensão (HART *et al.*, 2006; SMITH *et al.*, 2011). Esses indivíduos apresentam dificuldade na manutenção da postura estática por maior oscilação do centro de massa nos sentidos ântero-posterior e médio-lateral (HAMAOU; DO; BOUISSET, 2004; RHEE; KIM; SUNG, 2012), significativo decréscimo na flexão lombar e aumento na flexão torácica durante inclinação para frente e em tarefas de alcance (SILFIES *et al.*, 2009) e resultados controversos quanto a marcha: enquanto uns não encontraram diferenças na atividade dos músculos eretores da espinha entre portadores de DLC e indivíduos assintomáticos (Arendt-Nielsen, *et al.*, 1995; Vogt *et al.*, 2003), outros demonstraram maior atividade desses músculos em portadores de DLC (Lamoth *et al.*, 2006; Van der Hulst *et al.*, 2010; Henchoz *et al.*, 2015; Müller *et al.*, 2015).

No que se refere aos fatores neurais, sabe-se que o sistema nervoso central (SNC) recebe “inputs” de articulações, músculos e tendões das estruturas que compõem a coluna para regular a coordenação neuromuscular temporo-espacialmente. Sendo assim, é provável que havendo danos em ligamentos, discos, cápsula articular e mecanorreceptores da coluna, são gerados e enviados sinais anormais ao SNC, causando respostas motoras alteradas. Por sua vez, a resposta muscular alterada aumenta o estresse mecânico na coluna e provoca uma nova resposta anormal para o SNC, de unidades funcionais da coluna e dos próprios músculos (começando pelos fusos e órgãos tendinosos de golgi), criando um ciclo vicioso que conduz à inflamação, estresse muscular e perpetuação de dor (IZZO *et al.*, 2013).

As estratégias do SNC para proteger os tecidos em resposta à dor não apresentam um comportamento único de modulação muscular variando entre indivíduos e tarefas (HODGES, 2011). Mais particularmente quanto à DLC, seus portadores alteram sua atividade motora e estratégias de controle (reduzem rotações torácica e pélvica no plano transversal durante a marcha) para evitar movimentos e posturas dolorosas. Estas estratégias adaptativas e protetoras podem afetar a sobrecarga na coluna e comprometer o seu controle de estabilidade e aumentar a rigidez do tronco (LAMOTH *et al.*, 2006; VAN DENHOOM *et al.*, 2012). Enquanto agudamente isto é confortável, cronicamente pode levar a mais dor (HODGES *et al.*, 2009; RASHEDI *et al.*, 2010; ZEINALI-DAVARANTI *et al.*, 2008). A respeito do aumento sobre o conhecimento de patologias da coluna, a relação entre causa e efeito entre o desenvolvimento da DLC e as alterações no padrão e na estabilidade do movimento ainda não são completamente conhecidas (SOLOMONOW, 2012).

Embora existam evidências na literatura quanto às características da DLC, como menor AST de multífidos acompanhados de fraqueza e desequilíbrio dos músculos tronco, ainda existem resultados controversos em relação à modulação da atividade muscular e a produção de forças, os mecanismos neurais envolvidos nessa condição e a existência ou não de um processo inflamatório em resposta à dor. Ainda, a escolha das tarefas analisadas concentrou-se principalmente na validade interna em detrimento da validade ecológica dos estudos.

3.2 Dor lombar crônica e atividades da vida diária

Nesse capítulo será abordada a relação entre DLC e atividades da vida diária. Cuidados pessoais, elevar pesos, caminhar, sentar e levantar, e locomoção são um dos exemplos de tarefas que quando realizadas com autonomia são relacionadas ao bem-estar

físico, emocional e material numa sociedade que envolve obrigações, relações interpessoais e desenvolvimento pessoal (FLECK, 2000). Investigações na área da biomecânica buscam caracterizar essas atividades em diferentes populações para que possam ser elaboradas estratégias que intervenham na sua melhora funcional e conseqüentemente na qualidade de vida dos pacientes. Em portadores de DLC, a fraqueza nos músculos do *core* pode estar relacionada com a dificuldade em realizar atividades simples como caminhar ou manter o equilíbrio postural (HARDING *et al.*, 1994). Alguns estudos encontraram, durante a marcha, maior atividade simultânea dos músculos eretores da espinha e do reto do abdômen (LAMOTH *et al.*, 2006; VAN DER HULST *et al.*, 2010) em portadores de DLC. Essa co-contracção parece ser uma estratégia para estabilizar a coluna e aumentar a margem de segurança para proteção de perturbações inesperadas (CHOLEWICKI *et al.*, 1997).

Sujeitos saudáveis apresentam estratégias de compensação de perturbações internas e externas durante a marcha. Essas adaptações são possíveis devido ao alto grau de coordenação entre movimentos cíclicos dos segmentos corporais (membros, pelve, tronco e cabeça) que caracterizam a marcha. A coordenação entre tronco e pelve apresenta-se em fase (os dois segmentos movem-se na mesma direção simultaneamente) a velocidades baixas de marcha e em movimento anti-fase (os dois segmentos movem-se em direções opostas simultaneamente) conforme a velocidade da marcha aumenta (YAMASAKI; NOMURA; SATO, 2003). Lamoth *et al.*, 2006 compararam a coordenação entre segmentos (coluna torácica, lombar e pelve) entre sujeitos assintomáticos e portadores de DLC durante a marcha e encontraram que os últimos apresentam dificuldades de adaptação da coordenação entre tronco e pelve com o aumento da velocidade, com o grupo controle apresentando uma coordenação anti-fase mais acentuada. A supracitada co-contracção dos músculos do tronco é a provável responsável por tronco e pelve trabalharem como uma unidade rígida. Todas essas alterações podem ser tanto causa como efeito da dor lombar, tornando-a crônica, porém seus mecanismos ainda são desconhecidos.

Ainda em relação à coordenação intersegmentar, Sung (2014), investigou a coordenação entre ombro e pelve durante a rotação axial do tronco em sujeitos sem e com DLC. Apesar da amplitude de movimento de ombro não ter sido significativamente diferente entre os grupos, portadores de DLC apresentaram também neste movimento, menor amplitude de movimento e menor velocidade angular de pelve.

Em um estudo sobre movimentos funcionais de flexão de tronco realizados na vida diária, em pacientes com DLC recorrente, D'Hooge *et al.* (2013), investigaram a atividade de músculos eretores da espinha lombar e torácico, grande dorsal, multífidos superficial e

profundo, oblíquos abdominais interno e externo, e reto do abdômen em movimentos rápidos e voluntários de flexão, nas condições com e sem carga, em posição semi-sentada contra um aparato que mantinha a pelve fixa (Figura 1). Independentemente da carga, portadores de DLC apresentaram maior propensão à co-contratação de músculos flexores e extensores, durante as tarefas e uma concorrente menor atividade de músculos agonistas flexores e maior de músculos extensores em comparação aos assintomáticos.

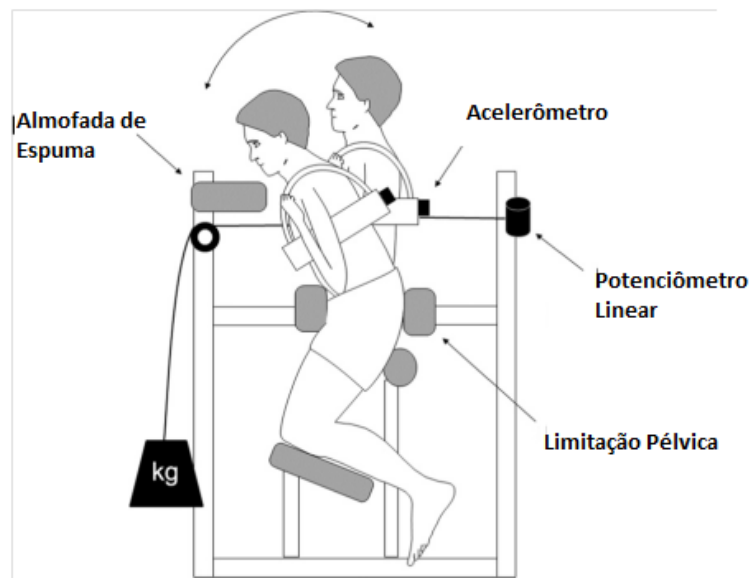


Figura 1- Equipamento experimental com demonstração da posição inicial (vertical) e final da tarefa de flexão de tronco (adaptado de D’HOOGE *et al.*, 2013).

Além das tarefas já citadas, o sentar e levantar acontece em um número expressivo de vezes durante o dia e, apesar de na prática haver um conceito de postura ótima para sua realização, na literatura faltam evidências quanto a isso. Em um dos poucos estudos sobre a estratégia de movimento no sentar e levantar em portadores de DLC, Vaucher *et al.*(2015), encontraram que estes apresentavam menores mudanças na curvatura lombar e na inclinação da pelve em relação ao grupo controle. Essas medidas são resultantes da comparação de imagens capturadas por um sistema de radiografia digital na posição sentada e em pé, em que cada imagem tinha as inclinações pélvica e sacral e a lordose lombar calculadas, sendo que os dados obtidos na posição sentada eram utilizados como referência para se obter os dados da posição em pé. Enquanto o grupo controle apresentou aumento na curvatura lombar de 75% na postura em pé em relação à posição sentada, portadores de DLC apresentaram 65% de mudança. Os portadores de DLC também preservaram a lordose por mais tempo ao sentar-se.

Devido às variações metodológicas entre os estudos a investigação de movimentos cotidianos em portadores de DLC ainda se faz necessária, para que a partir do conhecimento das estratégias adotadas por essa população encontrem-se meios efetivos para o seu tratamento.

3.3 Treinamento de força e dor lombar crônica

Diversos estudos tem demonstrado que programas de fortalecimento do *core* são efetivos no tratamento da DLC (CHANG *et al.*, 2015;HWANGBO *et al.*, 2015;SEARLE *et al.*, 2015; KENDALL *et al.*, 2014; BRUCE-LOW *et al.*, 2014; CHUNG *et al.*, 2013). Em sua maioria, os estudos basearam-se apenas em questionários de dor e incapacidade funcional (*Questionário Oswestry*), os quais apresentavam diminuição do *score* após o final do treinamento, porém, existem poucas investigações a respeito dos mecanismos que levaram a essa diminuição (ALLISON, 2012; PUNTUMETAKUL *et al.*, 2013; Steele *et al.*, 2016) . Ainda, apesar de haver uma grande variedade de exercícios usualmente prescritos para aumentar a força de músculos do *core*, não existem evidências científicas consistentes que justifiquem uma escolha em particular (COLADO *et al.*, 2011).

Chung *et al.* (2013), verificaram um aumento significativo na AST do músculo multífido na região de L2 a L5 analisados por tomografia computadorizada, após 8 semanas de treinamento de força. O treino tinha frequência de três treinos semanais utilizando somente o peso corporal em quatro exercícios de estabilização de tronco, no qual, o grupo que treinou utilizando uma bola para gerar instabilidade na execução dos exercícios apresentou aumento superior ao grupo de superfície estável, ainda, ambos os grupos apresentaram diminuição nos níveis de dor (escala analógica de dor – EVA) e nos níveis de incapacidade funcional (*Questionário Oswestry*), sem diferenças estatísticas entre os grupos.

Danneels *et al.* (2001) também compararam o efeito de três modalidades de treinamento na AST do multífido, com duração de 10 semanas, 3 vezes por semana. Um grupo fazia movimentos da vida diária com atenção voltada para contração de multífido e os outros dois grupos faziam exercícios de estabilização de tronco na posição pronada com 15-18 RM, com a diferença que o terceiro grupo fazia contração estática de 5s entre as transições das ações excêntrica e concêntrica do movimento. O terceiro grupo, que abrangia ações dinâmicas e isométricas, foi o único que apresentou aumento significativo na AST: de 6,46%; 6,29% e 7,21% entre L2 e L3; L3 e L4; L4 e L5 respectivamente.

Em um dos poucos estudos encontrados que verificaram efeitos do treinamento em portadores de DLC no recrutamento músculos do *core*, Puntumetakul *et al.*, 2013 também

compararam os resultados de dois tipos de treinamento ao final do período de 10 semanas com 2 treinos semanais e após 3 meses de destreino na intensidade da dor e nos níveis de incapacidade funcional (Roland Morris). O grupo considerado como “estabilização” de *core*, teve seu treino dividido em três fases: nas primeiras duas semanas o foco estava na conscientização da contração de transversos do abdômen e multifído lombar em posições pronadas e ao sentar com o auxílio de biofeedback de pressão e eletromiográfico; das semanas 3-7, foram realizados exercícios de baixa carga com movimentos de membros superiores e inferiores; a última fase foi caracterizada pela integração da co-ativação dos músculos profundos em tarefas funcionais como a marcha. O grupo chamado “convencional” realizou exercícios constituídos de 10 repetições com duração de 10s, em pé com alternância de elevação dos joelhos em direção ao peito e de flexão lateral do tronco. Ambos os grupos tiveram intensidade de dor e incapacidade funcional diminuídas em relação ao início do treino, com o grupo “estabilização” tendo diferença significativa em relação ao grupo “convencional” mantendo esse valores após o 3 meses do final do treinamento. As atividades dos músculos transversos do abdômen e oblíquo interno, reto abdominal, multifído lombar e iliocostais lombares e torácicos foram captadas por eletrodos de superfície durante a manobra de contração abdominal com o intuito de contrair os músculos profundos, foram normalizadas pela contração voluntária isométrica submáxima e a relação entre contração de músculos profundos por superficiais flexores e extensores de coluna foi calculada e apenas no grupo “estabilização” os músculos profundos tiveram os níveis de ativação maior e dos músculos superficiais reduzidos.

Ainda que seja um dos poucos resultados sobre os efeitos do treinamento no recrutamento muscular, esses ainda dizem muito pouco sobre a sua relação com a dor. Afinal, era de se esperar que o grupo que tinha se concentrado em contrair músculos profundos durante o treinamento tivesse melhor habilidade para contraí-los num teste focado para isso. Essa condição é fortalecida por resultados encontrados por Allison (2015), em que diferentes protocolos de fortalecimento de *core*, realizados por 8 semanas não foram capazes de influenciar no onset do transversos do abdômen, uma habilidade involuntária dado os tempos mínimos de diferença de latência (dezenas de milissegundos) entre sujeitos saudáveis e portadores de DLC (HODGES e RICHARDSON, 1996).

Apesar da ligação anatômica à pelve, pouco se fala da contribuição de músculos do quadril na estabilização lombo-pélvica, por isso, Kendall *et al.*, 2014, comparam os efeitos na DLC de 6 sessões de treino de estabilização lombo-pélvica com e sem a adição de exercícios para fortalecimento de músculos abdutores do quadril. Ambos os treinos tiveram eficácia

similar na redução da dor medida por questionários de dor e incapacidade funcional (Questionário *Oswestry*).

Mesmo com poucas evidências quanto aos mecanismos envolvidos na melhora da DLC devido à grande diversidade de metodologia empregada nos estudos da área, variando desde características dos sujeitos, passando por escolha do tipo de treinamento até parâmetros analisados, na prática, espera-se que os exercícios melhorem o controle da coluna lombar e da pelve (HODGES, 2003).

Segundo ACSM (2009), a escolha dos exercícios do treinamento de força é um importante componente para a sua elaboração, sendo que exercícios multiarticulares que envolvem grandes grupos musculares geram respostas metabólicas agudas responsáveis por adaptações no músculo esquelético relacionadas ao aumento da resistência de força. Recomendam que iniciantes executem entre 8-15 RMs de múltiplas séries por exercício, com descanso de 1-2 minutos entre as séries e frequência semanal de 2-3 vezes.

Para controle e monitoramento da intensidade dos exercícios foi utilizada a escala de percepção subjetiva de esforço OMNI-RES, proposta e validada por Legally e Robertson (2006) especificamente para treinamento com exercícios resistidos. Além da especificidade, essa escala é de fácil compreensão por apresentar informações tanto alfanuméricas quanto figuras.

Como ainda não existe uma recomendação consistente quanto ao protocolo de treinamento a ser aplicado em portadores de DLC, nossa intervenção foi baseada nas recomendações gerais do ACSM (2009).

3.4 A ativação muscular nos exercícios utilizados no treinamento de força

Portadores de DLC são instruídos a realizarem exercícios que variem na intensidade para melhorar ou manter sua força muscular e melhorar o equilíbrio (CAIRNS *et al.*, 2006; GOLDBY *et al.*, 2006; KOFOTOLIS; KELLIS, 2006). Exercícios de estabilização que foquem no fortalecimento do *core*, no controle muscular e de mobilidade parecem ser uma estratégia válida para o tratamento da DLC (MACDONALD *et al.*, 2006; RICHARDSON *et al.*, 2002).

Diversos estudos têm utilizado a eletromiografia para comparar a atividade de músculos do *core*, e classificar a sua ativação durante a realização de alguns exercícios de treinamento (COLADO *et al.*, 2011; COMFORT; PEARSON; MATHER, 2011; ESCAMILLA *et al.*, 2001; QUEIROZ *et al.*, 2010; BRESSEL *et al.*, 2009; WILLARDSON *et al.*, 2009).

Willardson *et al.*(2009), compararam a atividade do reto abdominal, oblíquo externo, oblíquo interno, transverso do abdômen e eretores da espinha no agachamento, levantamento terra, desenvolvimento e flexão de quadril em duas intensidades (50% - 1RM e 75% - 1RM) e em duas superfícies (estável e instável – BOSU), e tiveram como resultado principal que o BOSU não é efetivo em gerar aumentos significantes na ativação do *core*. A atividade dos eretores da espinha não foi diferente entre as condições, tendo o levantamento terra e o agachamento demandado maiores ativações (45% e 65% da contração voluntária máxima – CVM, respectivamente). Tanto o levantamento terra quanto o agachamento, a atividade dos músculos abdominais foi muito baixa, não ultrapassando 10% da CVM.

A maioria dos estudos que investigaram a atividade de músculos *core* nos exercícios agachamento e levantamento terra, analisou somente os músculos extensores da coluna (COLADO *et al.*, 2011; COMFORT; PEARSON; MATHER, 2011; ESCAMILLA *et al.*, 2001; CLARK *et al.*, 2012), sendo que somente Bressel *et al.*, 2009 e Willardson *et al.*, 2009 analisaram todos os músculos abdominais. Apesar de terem encontrado baixa atividade dos flexores de coluna, esses trabalharam de maneira isométrica na estabilização do tronco, o que é mais específico com a sua atuação em movimentos da vida diária.

Portanto, exercícios tradicionais no treinamento de força com ações dinâmicas multiarticulares ou de estabilização global da lombar, como o agachamento, ou levantamento terra induzem ativação significativa de músculos do *core*. Uma das possíveis causas para essa alta atividade é o alto torque resistivo imposto à coluna, além da exigência do alinhamento postural em relação à base de apoio necessárias para garantir uma posição neutra da coluna durante toda amplitude de movimento (BRESSEL *et al.*, 2009; CLARK; LAMBERT; HUNTER, 2012; ESCAMILLA *et al.*, 2001).

Colado *et al.*,(2011), compararam a ativação muscular em exercícios instáveis com exercícios de estabilização mono e multiarticulares, obtendo resultados similares à outros estudos (BEHM; ANDERSON, 2003; WILLARDSON, 2004; YESSIS, 2003). Os autores apontam que apenas a alteração do centro de gravidade da resistência (manipulação do torque resistivo) é suficiente para modificar a intensidade de ativação muscular, não necessitando de nenhum elemento de instabilidade. O levantamento terra apresentou o maior grau de ativação de *core* dos exercícios analisados, com média de $88,1\% \pm 14,69$ do valor do RMS global de quatro músculos: multifidos lombar e torácico e eretores da espinha lombar e torácico, com pico de ativação de $113,44\% \pm 5,72$.

Embora apenas um estudo tenha sido encontrado a respeito da investigação da ativação de músculos do tronco no exercício “avanço”, Colado *et al.*, (2011), encontraram

59,53% ± 5,6 de pico da contração voluntária máxima de multifídeos lombares neste exercício, uma atividade moderada quando comparada aos 96,68% ± 7,39 analisado no levantamento terra.

O levantamento terra, e o agachamento são exercícios que necessitam de estabilização da coluna durante ações dinâmicas multiarticulares, o que é mais representativo de ações diárias do que exercícios monoarticulares, por isso, apresentam maior utilidade em complementar ou progredir o treinamento da musculatura do tronco (COMFORT; PEARSON; MATHER, 2011).

Colado *et al.* (2011) e Comfort; Pearson; Mather (2011), recomendam que o treinamento seja feito com a progressão de exercícios de posições supinadas e pronadas e de estabilização localizada (ex: elevação de quadril) por terem baixa atividade de músculos do tronco (entre 10 e 40% da CIVM), para exercícios de estabilização localizada com instabilidade (ex: flexão unipodal), já oferecendo atividades moderadas desses músculos (entre 40 e 60% da CIVM), chegando por fim aos exercícios com maior atividade de eretores da espinha (entre 60 e 100% da CIVM) e de estabilização global (ex: levantamento terra e agachamento).

3.5 O exercício e a inflamação

A inflamação, uma reação biológica do corpo a um estímulo nocivo, é uma resposta necessária do sistema imune a uma infecção ou trauma. Este processo rápido e agudo resulta em um grande aumento nos níveis de mediadores inflamatórios circulantes (BEAVERS *et al.*, 2010).

Menzies, *et al.* (2011) e Feng, *et al.* (2013), associaram sintomas de dor crônica à inflamação crônica, que é caracterizada pelo aumento nos níveis sistêmicos de algumas citocinas e da proteína C-reativa (MATHUR; PEDERSEN, 2008).

Respostas inflamatórias nos Sistemas Nervosos Central e Periférico desempenham papel chave no desenvolvimento e na persistência de muitos estados patológicos relacionados à dor (WATKINS, MILLIGAN & MAIER, 2003). Certas citocinas inflamatórias na medula espinal, no gânglio da raiz dorsal, ou em nervos ou pele lesados são conhecidamente associados com comportamentos de dor e com geração de atividades espontâneas anormais de fibras nervosas lesadas, ou com nervos do gânglio da raiz dorsal comprimidos ou inflamados.

As citocinas são um grupo de proteínas regulatórias de baixo peso molecular, secretadas por células brancas e uma variedade de outras células corporais em resposta a

numerosos estímulos indutores. Essas proteínas são elaboradas por uma variedade de células e transmitem diversos efeitos biológicos pleiotrópicos (VAISBERG *et al.*, 2008). Elas desempenham um importante papel no controle da homeostase corporal, e seu balanço modula o perfil e a intensidade de respostas imunes e anti-inflamatórias.

Citocina é o nome genérico, outros nomes incluem linfocinas (citocinas feitas por linfócitos), monocinas (citocinas feitas pelos monócitos), quimiocinas (citocinas com atividades quimio-atraentes), e interleucinas (citocinas feitas por um leucócito que atuam em outros leucócitos) (ZHANG & JIANXIONG, 2007) .

Citocinas pró-inflamatórias são produzidas predominantemente por macrófagos ativadas e estão envolvidas na regulação de reações anti-inflamatórias. Há evidências abundantes de que certas citocinas pró-inflamatórias como IL-1 β , IL-6, IL-12 e TNF- α estão envolvidas no processo de dores patológicas (WATKINS, MILLIGAN & MAIER, 2003).

Uma definição funcional usualmente adotada sobre citocinas anti-inflamatórias é de sua habilidade em inibir a síntese de citocinas pró-inflamatórias (OPAL E DEPALO, 2000). Dentre as principais citocinas anti-inflamatórias estão IL1-ra, IL-4, IL-10, IL-11, IL-13, TGF- β .

A regulação da migração de leucócitos e ativação de quimiocinas também são reconhecidamente importantes por suas funções na indução de reações inflamatórias agudas e crônicas. Fazem parte dessa regulação citocinas reguladas pela ativação da expressão e secreção de células T (RANTES) e monócitos quimio-atraetes de proteína-1 (MCP-1), ambos atuantes nas respostas inflamatórias do Sistema Nervoso (CONTI & DIGIOACCHINO, 2001). A Eotaxina, por exemplo, é uma das quimiocinas reguladas por RANTES e MCP-1 e normalmente está presente em condições de inflamação crônica, havendo evidências de ter seus níveis diminuídos após treinamento (CHOI *et al.*, 2007).

Ainda, fatores de crescimento epidermal (EGF) podem estimular citocinas hematopoiéticas, incluindo GM-CSF ou G-CFS, que tem sido reportadas na literatura por apresentarem efeitos neuroprotetores e por melhorar funções neurológicas após lesões no SNC (YOON *et al.*, 2007).

Está claramente elucidado pela literatura que o exercício na forma de *endurance*, causa mudanças nas concentrações de citocinas, favorecendo o balanço anti-inflamatório no organismo (BACURAU *et al.*, 2000; BATISTA *et al.*, 2007; BATISTA *et al.*, 2008; LIRA *et al.*, 2008a, LIRA *et al.*, 2008b, YOU & NICKLAS, 2008; KRAMER; GOODYEAR, 2007). Abriu-se, portanto, um novo paradigma ao descobrir-se que o músculo esquelético é um órgão endócrino que estimula a produção e a liberação de citocinas em outros tecidos e órgãos

(MATHUR; PEDERSEN, 2008).

Citocinas pró-inflamatórias como o fator de necrose tumoral (TNF)- α , interferon (IFN)- α e interleucina (IL)-1 são conhecidas por atuarem sinergicamente no metabolismo do músculo esquelético (VAISBERG *et al.*, 2008). Vaisberget *al.*, 2008 analisaram atletas de handebol com dores recorrentes e estes apresentaram aumento na produção de citocinas pró-inflamatórias com elevadas concentrações de IL-1, IL-2, TNF- α e INF- α quando comparados ao grupo controle.

As investigações quanto aos efeitos do treinamento de força no perfil inflamatório sistêmico ainda são recentes e em menor número, porém, também parecem levar a um resultado de diminuição nos níveis de proteínas inflamatórias, Donatto *et al.* (2013), encontraram decréscimo nos níveis de leptina circulante, diminuição nas concentrações de TNF- α , IL-6, todos fatores pró-inflamatórios, e aumento nas concentrações de IL-10 no tecido adiposo de ratos caquéticos submetidos ao treinamento de força.

Durante 12 meses, Botero *et al.*(2013), submeteram 23 mulheres ao treinamento de força (supino, legpress e rosca), 2 vezes por semana. Além de aumento de força e de massa magra e diminuição no percentual de gordura, os resultados apresentaram decréscimo dos níveis de leptina e resistina (marcadores de inflamação).

Em sua revisão, Soares e Sousa (2013), afirmam que intervenções integradas, incluindo dieta, aeróbio moderado (60% a 80% da frequência cardíaca máxima, ou 50% a 60% do VO₂ max) e circuito de treinamento de força (8 a 10 exercícios, 8 a 12 repetições), parecem ser uma estratégia efetiva em melhorar os níveis de biomarcadores inflamatórios em mulheres.

Como a DLC está associada a alterações histomorfológicas e estruturais nos músculos paraespinais, como músculos da coluna lombar de menores proporções e com maior acúmulo de gordura; e atrofia em fibras do tipo II (AROKOSKI *et al.*, 2001; KRAMER *et al.*, 2005), os programas de tratamento com exercícios parecem poder melhorar essas alterações funcionais (PEDERSEN *et al.*, 2013; KRISTENSEN; ANDY FRANKLYN-MILER, 2013).

Os resultados de estudos supracitados sugerem que sujeitos com DLC apresentem maiores concentrações de biomarcadores inflamatórios no plasma, comparados aos sujeitos assintomáticos. Sendo assim, o treinamento de força integraria os benefícios de exercícios com alta ativação de *core* e seus efeitos anti-inflamatórios na redução da DLC. Portanto, foi analisado se portadores de DLC realmente apresentam altas concentrações de citocinas inflamatórias e se essas podem ser influenciadas pelo treinamento de força, podendo também estar relacionada à diminuição da dor crônica.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Caracterização geral dos experimentos

O trabalho foi dividido em dois experimentos (Figura 2).

O experimento 1, de caráter transversal, teve como objetivo a caracterização dos parâmetros biomecânicos de atividades da vida diária: marcha e sentar e levantar de portadores de DLC, bem como seu perfil inflamatório e AST do multífido lombar a partir da comparação com sujeitos assintomáticos.

O experimento 2, de caráter longitudinal, buscou verificar os efeitos crônicos de dois protocolos com intensidade e volumes distintos do treinamento de força sobre esses parâmetros em portadores de DLC.

As avaliações para obtenção de todos os parâmetros foram realizadas em dois momentos, uma anterior ao início do programa de treinamento de força e uma ao final das 12 semanas.

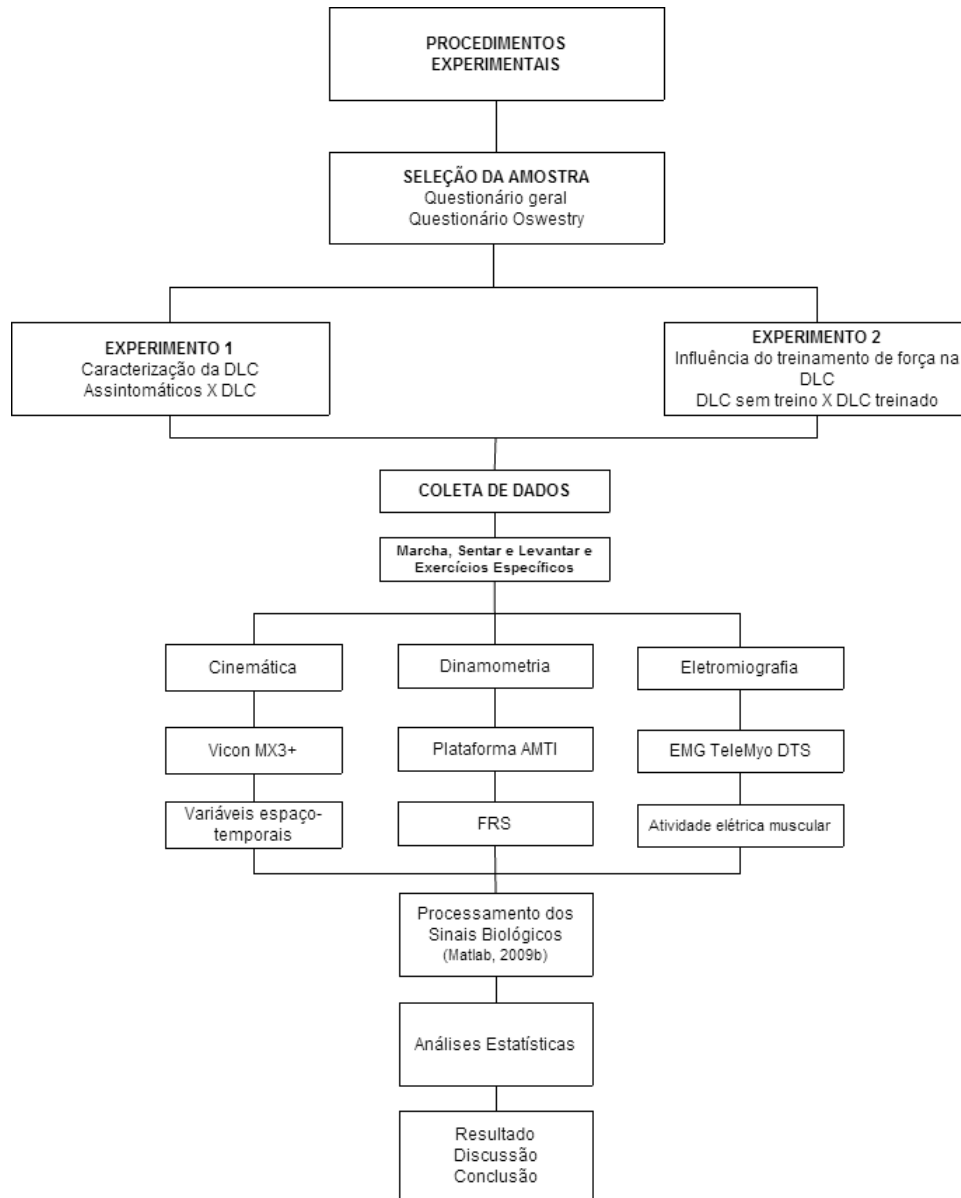


Figura 2- Fluxograma representante das etapas que foram necessárias para o desenvolvimento do estudo.

4.2 Amostra

O experimento 1 foi composto por um grupo controle, com sujeitos assintomáticos, e um grupo experimental com portadores de DLC. As características demográficas e a comparação estatística dos grupos estão apresentadas na tabela 1.

Tabela 1- Média e desvio padrão das características demográficas dos grupos DLC e Controle apresentados no Experimento 1:

CARACTERÍSTICAS	DLC	CONTROLE	T	P
Sexo	19 homens; 16 mulheres	9homens; 11 mulheres		
Idade (anos)	43.51±14.42*	33.2±12.1	2.699	0.009
Altura	1.73±0.11	1.68±0.09	1.63	0.109
Massa corporal (kg)	77.77±16.94	72.03±16.15	1.185	0.242

*Diferença significante entre os grupos: $p < 0.05$

A média de idade foi a única característica demográfica que apresentou diferença estatística entre os grupos. Os portadores de DLC eram mais velhos, porém os sujeitos de ambos os grupos apresentavam-se em uma mesma faixa etária, de adultos jovens.

No experimento 2, os portadores de DLC foram alocados randomicamente em dois grupos: o grupo submetido ao protocolo de treinamento de força de alta intensidade e alto volume (TA) e o grupo submetido ao protocolo de treinamento de força de baixa intensidade e baixo volume (TB), que recebeu uma planilha com exercícios a serem realizados em casa.

No grupo TA foram utilizados exercícios multiarticulares de alta atividade de músculos do *core*, que foram intensificados ao longo do treinamento. Enquanto no grupo TB, foram utilizados exercícios monoarticulares de baixa atividade de músculos do *core*, sem progressão de intensidade ou volume até o final das 12 semanas. As características demográficas e a comparação estatística dos grupos estão apresentadas na tabela 2.

Tabela 2- Média e desvio padrão das características demográficas dos grupos TA e TB apresentados no Experimento 2:

CARACTERÍSTICAS	TA	TB	T	P
Sexo	4 women; 9 men	7 women; 6 men		
Idade (anos)	38.46±13.39	44.15±15.02	-1.02	0.318
Altura	1.78±0.12	1.69±0.08	2.191	0.038
Massa corporal (kg)	79.77±14.79	75.08±14.04	0.83	0.415

*Diferença significante entre os grupos: $p < 0.05$

Os grupos do Experimento 2 não apresentaram diferenças significantes entre as características demográficas analisadas.

Definiram-se como critérios de inclusão nos grupos com portadores de DLC: dor na

região lombar ou lombo-sacral com restrição de função presente pelo menos durante as últimas 12 semanas precedentes ao estudo com índice de pontuação mínima de 15% no *Questionário Oswestry* (anexo 1). Os sujeitos apresentaram exames de ressonância magnética e foram avaliados por um fisioterapeuta para assegurar que a dor fosse idiopática.

A inclusão no grupo assintomático foi caracterizada por sujeitos de ambos os sexos, que não relataram dor na coluna lombar nos últimos três meses.

Foram considerados critérios de inclusão para ambos os grupos: não apresentar anormalidades anatomo-funcionais da coluna diagnosticadas por exame médico, relato de doença neuromuscular ou articular, câncer, agravamento agudo dos sintomas de dor, recente participação em treinamento de força de maneira regular (últimos três meses) ou gravidez.

Os critérios de exclusão foram: frequência abaixo de 75% nos grupos com intervenção e relato de dor que inviabilizasse a continuidade da intervenção.

Todos os voluntários foram devidamente informados sobre os propósitos do estudo e procedimentos adotados para a sua realização, assinando um termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo 2) aprovado pelo comitê de ética da Escola de Educação Física e Esporte - USP (nº 39534214.1.0000.5391).

4.3 Procedimento experimental

4.3.1 Protocolo de intervenção

O protocolo de intervenção foi aplicado no Centro de Práticas Esportivas da USP (CEPE-USP) sob supervisão de seus professores que foram previamente capacitados pelos pesquisadores. A intervenção foi composta por um programa de treinamento de força com 12 semanas de duração, frequência semanal de duas sessões e intervalo mínimo de 48 horas entre as mesmas, baseado nas diretrizes do ACSM (2009).

O treinamento de força (Tabela 3) iniciou com duas semanas de adaptação com exercícios de baixa atividade de *core* (elevação de quadril, “superman”, ponte) e aprendizagem dos exercícios principais (agachamento, levantamento terra) com o peso corporal, sendo realizadas em todos os exercícios, 3 séries de 10 repetições.

A 3ª e a 4ª semanas foram de transição do treino de adaptação para a parte principal: foram mantidos os exercícios da fase de aprendizagem, os exercícios específicos passaram a ser realizados com carga submáxima (50% de 1 repetição máxima – RM, calculadas pela fórmula de Brzycki, 1993) e foram adicionados exercícios com atividade moderada (entre 40-60% da CVM) de *core* (flexão de quadril estática unipodal e flexão de quadril dinâmica unipodal), também com 3 x 10 repetições.

Essa fórmula foi aplicada em um teste em que os sujeitos foram encorajados a realizarem o máximo de repetições possíveis com uma carga pré-determinada. A carga escolhida deveria permitir que o sujeito alcançasse um máximo de 10 repetições, para garantir uma boa predição de 1 RM. Os valores de quilagem levantada e de repetições realizadas foram utilizados na equação abaixo (Equação 1) para calcular a estimativa de 1 RM de cada exercício principal para cada sujeito.

$$1 \text{ RM predito} = \frac{\text{Quilagem levantada}}{1,0278 - 0,0278 X}$$

Equação 1 – Equação de Brzycki para a estimativa de 1 RM.

Da 5ª até a 12ª semana o treino consistiu apenas dos exercícios principais, de alta atividade de *core* (BRESSEL et al., 2009; CLARK; LAMBERT; Hunter, 2012; ESCAMILLA et al, 2001) com progressão de intensidade da carga (iniciando com 12RM progredindo até 8RM). A pausa entre as séries durante todo período de treinamento foi de 3 minutos.

O monitoramento da dor lombar ao longo do treinamento, e ao início e final de cada sessão foi realizado através da Escala Analógica Visual de Dor (EVA – Figura 3).

Para monitoramento da carga interna dos exercícios foi utilizada a percepção subjetiva de esforço, baseado na escala OMNI-RES (ROBERTSON; GOSS, 2003 – Figura 4).

Tabela 3- Descrição de fases, exercícios e intensidade dos exercícios que foram utilizadas no programa de intervenção proposto

FASE	EXERCÍCIOS	DESCRIÇÃO	SÉRIE
ADAPTAÇÃO	Elevação de quadril com os pés no chão	Joelhos em 90º no final da concêntrica, quando a pelve estará alinhada com o ombro	3x10
	Superman	Joelho e mão contralateral apoiado no chão, com Braços e pernas opostos estendidos e paralelos ao chão	3x10/10"
	Ponte isométrica com os pés sobre o BOSU	Joelhos em 90º quando a pelve estará alinhada com os ombros	3x20"
	Agachamento livre com barra leve		3x10
	Levantamento terra	Pegada mista e apoio	3x10

	com barra leve	tradicional	
	Avanço livre com barra leve		3x10/10
Escala Visual Analógica de Dor (EVA) ao final de cada treino:			
FASE	EXERCÍCIOS	DESCRIÇÃO	SÉRIE
TRANSIÇÃO	Elevação de quadril com os pés no chão	Idem a semana 1 e 2	3x10
	Superman	Idem a semana 1 e 2	3x10/10"
	Ponte isométrica com os pés sobre o BOSU	Idem a semana 1 e 2	3x20"
	Flexão de quadril estática unipodal no BOSU	Perna de apoio e perna suspensa com joelhos semi-flexionados; Flexionar o quadril até a máxima amplitude com manutenção da lordose lombar;	3x10/10"
	Flexão de quadril dinâmica unipodal no chão		3x10/10
	Agachamento livre com carga submáxima		3x10
	Levantamento terra com carga submáxima	Pegada mista e apoio tradicional	3x10
	Avanço livre com carga submáxima		3x10/10
	Escala Visual Analógica de Dor (EVA) ao final de cada treino:		

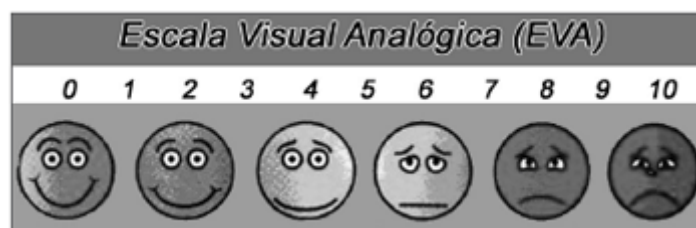


Figura 3- Escala Visual Analógica (EVA) para mensuração de percepção de dor.

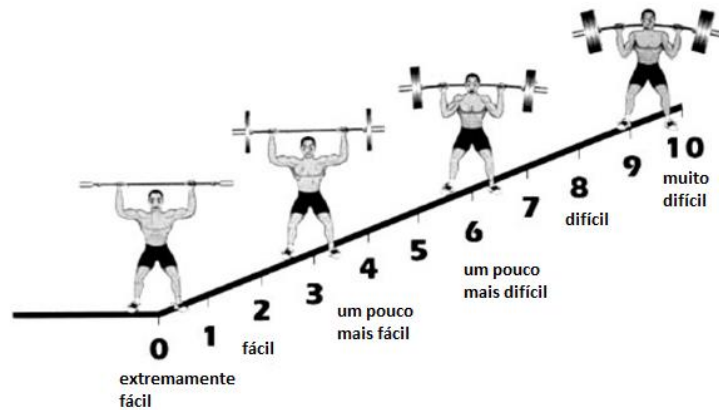


Figura 4 - OMNI Escala adaptada para mensuração de Percepção de Esforço durante a sessão de treinamento.

O grupo TB realizou exercícios considerados de mínima intervenção. Os exercícios foram escolhidos por apresentarem baixa intensidade (Blackburn, et al., 1982), sendo ainda realizados com um volume baixíssimo (apenas uma série de cada exercício) em comparação ao grupo TA.

Todos os exercícios da planilha do grupo TB iniciavam de uma posição básica: deitado em uma superfície firme, chão ou colchonete, com as costas apoiadas, joelhos flexionados e pés apoiados no solo. A partir dessa posição, eram realizadas apenas uma série de cada exercício nessa ordem: 1) após inalar o ar, exalar contraindo glúteos e os músculos abdominais por 20 segundos e relaxar; 2) braços estendidos, elevar a cabeça, levar o queixo e os ombros em direção ao peito por 20 segundos e relaxar; 3) levar um joelho em direção ao peito e elevar a cabeça e os ombros como o exercício 2. Manter por 20 segundos, relaxar e trocar a perna; 4) elevar os dois joelhos em direção ao peito e elevar a cabeça e os ombros ao mesmo tempo durante 20 segundos e relaxar. A planilha de exercícios era realizada duas vezes por semana com intervalo de 48 horas entre elas.

Após seis semanas, o grupo TB foi contactado por e-mail para controle da aderência ao programa de exercícios. Nessa ocasião, os sujeitos receberam reforço quanto à técnica dos exercícios e encorajamento para sua continuidade.

4.3.2 Avaliações Experimentais

As coletas de dados foram conduzidas no Laboratório de Biomecânica da EEFÉ –USP e tiveram início com o preenchimento de um questionário geral que abrangia desde dados de

composição corporal, atividade profissional e nível de dor imediato, avaliado por escala analógica de dor (EVA), até consumo de fármacos que poderiam influenciar no perfil inflamatório do organismo (Anexo 3) e o questionário *Oswestry*.

Logo após foi realizada a coleta das amostras de sangue (10ml) da veia do braço (com o sujeitos na posição sentada), realizada por um profissional habilitado, para que a produção de citocinas pudessem ser analisadas posteriormente no Laboratório de Pesquisa do Metabolismo do Câncer do ICB-USP.

Imediatamente após a coleta de sangue os sujeitos deitavam em uma maca na posição de decúbito dorsal para que as imagens de ultrassom dos múltiplos lombares fossem obtidas (orientação transversal na altura de L4 em ambos os lados da coluna vertebral). O transdutor era girado a partir da orientação central longitudinal a 90°, de modo a ficar transversalmente na linha média com sua marca indicativa virada para o operador (STOKES *et al.*, 2007).

Após essa etapa os sujeitos foram para avaliação biomecânica, onde foram analisados parâmetros eletromiográficos, dinâmicos e cinemáticos dos movimentos de marcha e de sentar e levantar.

4.3.2.1 Avaliação dos movimentos de vida diária: sentar e levantar

Os voluntários foram instruídos a levantar e sentar em uma cadeira sem apoio para os braços (Figura 5). No início do teste o voluntário deveria estar sentado com as costas sem apoio e os pés em contato com o solo, um em cada plataforma de força, o espaçamento dos pés era livre. O voluntário deveria levantar, permanecer em pé de modo estável por 1 segundo e em seguida sentar-se, retornando à posição inicial. Foram realizadas cinco repetições do teste.

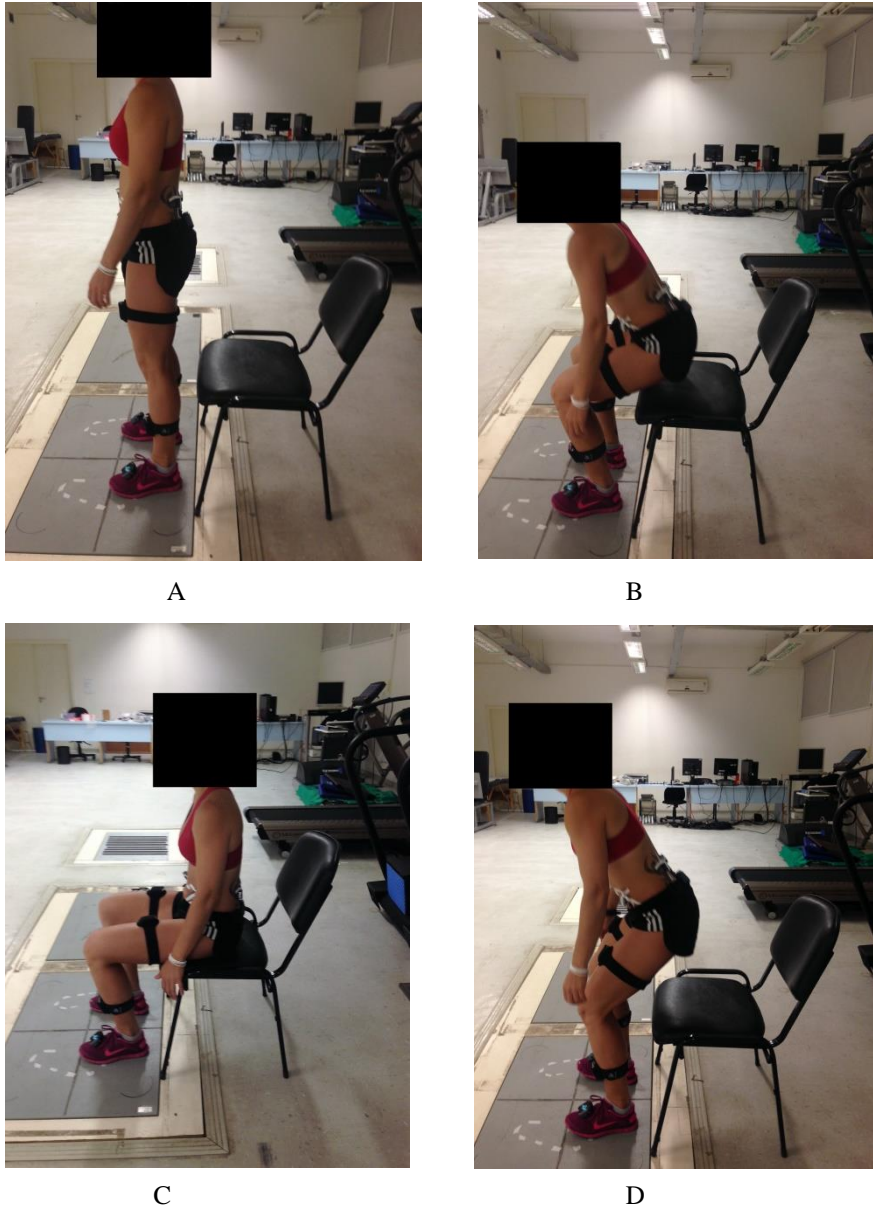


Figura 5 - Figuras ilustrativas do movimento de sentar (A e B) e levantar (C e D).

4.3.2.2 Avaliação da locomoção

Os voluntários caminharam em velocidade auto selecionada por 8 metros passando por 2 plataformas de força, com cada passo fazendo contato com uma das plataformas (Figura 6). Foram realizadas 5 tentativas válidas.



Figura 6 – Figura ilustrativa da caminhada em velocidade auto-selecionada

4.4 Instrumentos de Medição

4.4.1 Cinemetria

Sete centrais inerciais (9 graus de liberdade – Myotion Inertial desenvolvido pela Noraxon) foram posicionadas na pelve e bilateralmente nas coxas, pernas e pés (Figura 7). As informações providas das centrais foram utilizadas para calcular a orientação tridimensional dos segmentos em relação à pelve e os ângulos formados pelas articulações foram: tornozelo esquerdo, tornozelo direito, joelho esquerdo, joelho direito, quadril esquerdo e quadril direito.

A frequência de amostragem dos dados cinemáticos foi feita a 100 Hz .

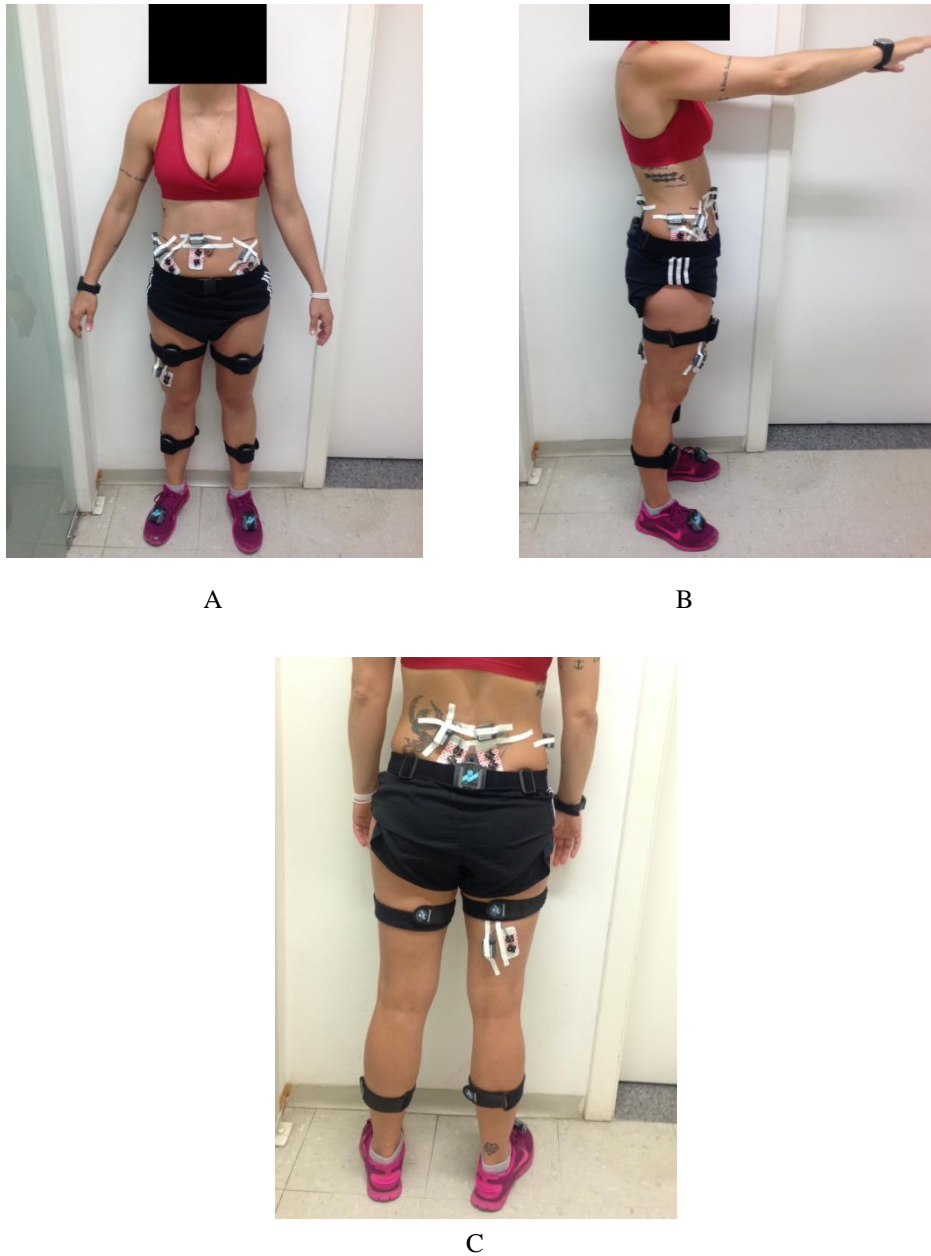


Figura 7- Localização das centrais inerciais e dos eletrodos para EMG na parte anterior (A), lateral (B) e posterior (C) do corpo.

4.4.2 Dinamometria

Foram usadas duas plataformas de força AMTI BP600900 - 2000 (AMTI; Watertown, EUA) para medir os parâmetros relacionados à componente vertical da FRS, com uma frequência de amostragem de 200 Hz.

4.4.3 Eletromiografia

A aquisição do sinal eletromiográfico foi realizada por intermédio do equipamento TeleMyo DTS (Noraxon USA inc.). O sistema possui 8 canais de entrada e cada canal possui

um amplificador diferencial (Rejeição de Modo Comum > 100 dB) com ganho fixo de valor nominal 500 e impedância de entrada > 100 Mohm. A frequência de amostragem foi de 1500 Hz.

Foram utilizados eletrodos de superfície ativos Meditrace 200 (Kendall), sendo que a distância entre o centro dos dois eletrodos foi fixada em 20 mm. A localização dos eletrodos (Figura 7) foi realizada com base em estudos anteriores (CHOLEWICKIET *et al.*, 1997; SILFIES *et al.*, 2005) para monitorar atividade dos músculos vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF) e glúteo médio (GM), já para os músculos reto abdominal (RA), multífido (ML) bilateralmente e oblíquo externo (OE) bilateralmente.

O posicionamento dos eletrodos para monitoramento de cada músculo foi (figura 1): VL - 2/3 da linha entre a crista ilíaca superior anterior a porção lateral da patela; BF - metade da distância entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia; GM – metade da distância entre a crista ilíaca e o trocânter; RA – na metade entre o processo xifoide e a cicatriz umbilical, 3 cm lateralmente a linha média do reto do abdômen; ML – ao nível do processo espinhal de L5, entre a espinha ilíaca pósterio-superior e o espaço intermédio de L1 e L2, ao nível do processo espinhal L5; OE – no 1/3 inferior entre as espinhas ilíaca ântero-superior e a borda distal do gradil costal, 15 cm lateralmente a linha média do reto do abdômen.

Para diminuição da impedância da pele, foi realizada a tricotomia, abrasão por lixa fina, removendo a camada sebácea da pele, e a assepsia com álcool 70%. Em seguida, os eletrodos foram acoplados sobre a pele.

4.5 Variáveis selecionadas

4.5.1 Variáveis cinemáticas

Para os dados cinemáticos os ângulos positivos foram considerados como dorsiflexão do tornozelo, extensão de joelho e flexão de quadril; já os ângulos negativos foram apresentados como flexão plantar de tornozelo, flexão de joelho e extensão de quadril.

Na marcha foram considerados ângulos máximos, ângulos mínimos e amplitude de movimento de cada articulação. Para o teste de sentar e levantar foi considerada somente a amplitude de movimento de cada articulação.

4.5.2 Variáveis dinâmicas

As variáveis selecionadas, por meio das quais foram analisadas as possíveis alterações induzidas pelas condições experimentais, estão relacionadas à componente vertical (F_y) da

força de reação do solo (FRS).

A componente vertical da FRS (F_y) no sentar e levantar possui dois picos: o 1º representa a maior força no movimento de sentar e o 2º a maior força no movimento de levantar. Serão calculados também, os tempos para o 1º e o 2º pico que representam o momento onde é atingida a maior força em cada fase do movimento; a taxa crescimento entre o início do teste e o 1º pico que representa a taxa de aceleração; a taxa de decaimento do 2º pico até o final do teste, que representa a de frenagem do movimento; e impulso total, que é relacionado à energia total do movimento.

A F_y analisada na marcha possui dois picos: o primeiro pico da F_y está relacionado ao impacto recebido no contato com o solo (fase passiva), nos fornecendo informações acerca da sobrecarga recebida no movimento; já os dados referentes ao segundo pico fornecem parâmetros para análise da fase propulsiva, permitindo obter informações acerca do rendimento na realização do movimento. Ainda serão calculados os tempos para 1º e 2º pico, que representam o momento em cada fase do movimento onde é atingida a maior força; taxa crescimento entre o início do ciclo da passada e o 1º pico, taxa de decaimento do 2º pico até o final do ciclo da passada, que representam a taxa de aceleração e frenagem do movimento; e impulso total, que é relacionado à energia cinética do ciclo de movimento.

4.5.3 Variáveis Eletromiográficas

Foi utilizada a magnitude de atividade elétrica avaliada pelo RMS de vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), glúteo médio (GM), reto abdominal (RA), multífido lombar (ML) bilateralmente e oblíquo externo (OE) bilateralmente, durante ambos os testes de sentar e levantar e marcha.

4.6 Análise Inflamatória

Para avaliação dos parâmetros inflamatórios foi realizada a análise de conteúdo proteico da amostra por Multiplex: cada 10 ml de amostra do sangue coletado foi incubado com uma mistura de microesferas de Megaplex e cobertas com anticorpos específicos por 2 horas. A detecção dos antígenos alvo ligados às microesferas foi realizada com uma mistura de anticorpos de captura biotinilados após incubação por 1 hora seguidos de incubação com estreptavidina marcada com ficoeritrina durante 30 minutos. As microesferas foram então analisadas com o instrumento phycoerithrinMagpix® (Life Technologies, Grand Island, NY, USA). Cada valor de citocina foi corrigido pelo total de concentração proteico.

4.6 Análise de Ultrassom

As imagens de ultrassom foram obtidas através do equipamento SonoaceR3 e suas medidas foram avaliadas através do *software* Image J (Figura 8) por dois pesquisadores. Para cada sujeito foi calculada a média das AST do multifido lombar dos lados direito e esquerdo.

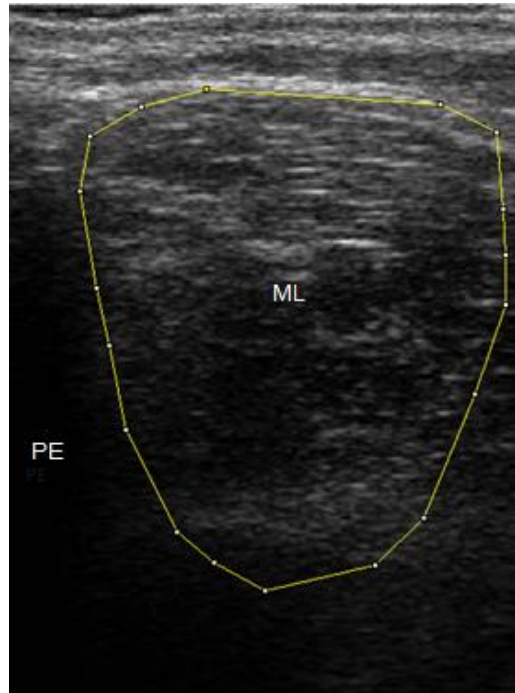


Figura 8 - Imagem transversal de ultrassom a partir da utilização de um transdutor curvilíneo de 5 MHz - músculo multifido lombar (ML) na altura de L4 com o processo espinhoso (PE) a esquerda.

5 TRATAMENTO MATEMÁTICO DOS DADOS

Os dados biomecânicos foram exportados de seu software de origem em formato csve analisados por intermédio de algoritmos desenvolvidos no ambiente Matlab 2009b (Mathworks, EUA). Os dados eletromiográficos foram filtrados com filtro passa banda do tipo Butterworth de 4ª ordem com frequência de corte de 20-450 Hz. Os dados de força foram filtrados com um filtro passa baixa do tipo Butterworth de 4ª ordem com frequência de corte de 50 Hz. Os dados cinemáticos foram filtrados com um filtro passa baixa do tipo Butterworth de 4ª ordem com frequência de corte de 6 Hz.

Os dados eletromiográficos foram normalizados pelo pico do RMS a 200ms (MCLEAN, *et al.*, 2003)

Os dados de força de reação de solo foram normalizados pelo peso corporal dos voluntários.

6 ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS

Para análise estatística foi verificada a normalidade dos dados biomecânicos inflamatórios e morfológicos pelo teste de Kolmogorov-Smirnov e a homocedasticidade pelo teste de Mauchly. Quando era confirmada a normalidade dos dados, para comparação dos resultados foi realizada uma análise de variância fatorial com dois fatores (ANOVA) sendo eles o momento de coleta e o tipo de intervenção para o experimento 2 e um teste T entre os grupos para o experimento 1. Quando necessário foi utilizado o teste de *post-hoc* Student-Newman-Keuls.

O tamanho do efeito foi calculado para cada parâmetro pelo teste de Cohen no experimento 1 e pelo teste de Dunlap no experimento 2. Foram utilizados como valores de referência: insignificante ($-0.2 \leq d \leq 0.2$), pequeno ($-0.5 \leq d < -0.2$ and $0.2 < d \leq 0.5$), moderado ($-0.8 \leq d < -0.5$ and $0.5 < d \leq 0.8$) e grande ($d < -0.8$ and $d < 0.8$).

O nível de significância adotado foi de $p < 0,05$ e as análises foram executadas no software SigmaStat 3.5 (Systat, EUA).

7 RESULTADOS E DISCUSSÕES

7.1 Caracterização da Dor Lombar Crônica – Experimento 1

7.1.1 Resultados

O grupo de portadores de DLC apresentou 3 ± 8.16 anos de duração da dor lombar, *score* de $24 \pm 7.12\%$ no Questionário Oswestry e 2 ± 2.21 na escala EVA.

Os resultados referentes aos biomarcadores inflamatórios circulantes estão apresentados no Gráfico 1. Eotaxina, MCP-1 e IL-4 apresentaram diferenças significantes entre os grupos, estando aumentadas no grupo com DLC, enquanto a concentração de RANTES apresentou-se maior no grupo controle.

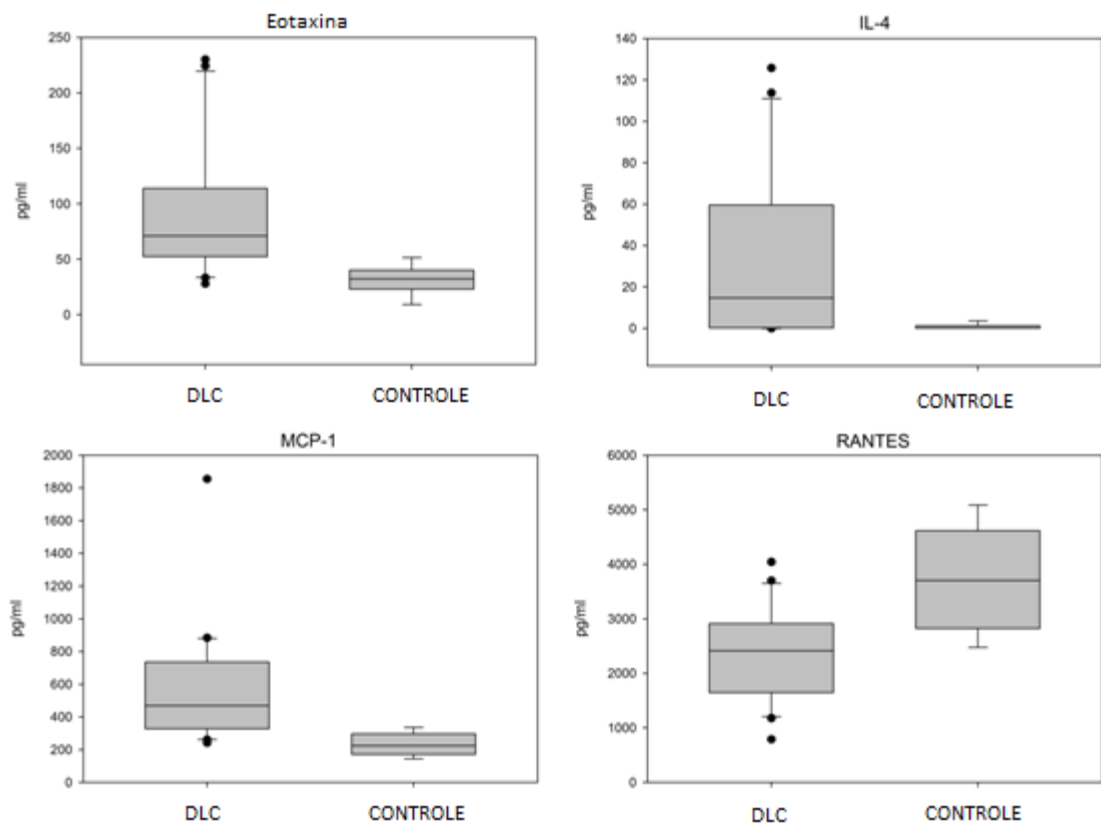


Gráfico 1- Boxplot dos biomarcadores inflamatórios analisados que apresentaram diferença estatística entre os grupos. Os valores estão apresentados como mediana (linha horizontal), primeiro quartil (ponto inferior) e terceiro quartil (ponto superior). Pg / ml - Picogramas por mililitro.

A média dos lados direito e esquerdo da AST dos múltifidos lombares foi menor no grupo com DLC: 8.11 ± 0.98 vs 9.94 ± 1.05 cm² no grupo Controle, $p = < 0.001$; com pequeno efeito do tamanho: 0.43.

Os resultados biomecânicos relacionados ao teste da marcha estão apresentados nas tabelas 4 e 5 (fases de apoio e balanço, respectivamente). Houve poucas diferenças entre os grupos e elas aconteceram em sua maioria na fase de apoio: enquanto não houve alterações nos parâmetros eletromiográficos, os parâmetros relacionados à FRS, indicativos de sobrecarga mecânica, foram maiores no grupo de portadores de DLC com maior primeiro pico, menor tempo para alcançar o primeiro pico, maior taxa de crescimento de força e menor deflexão máxima acompanhados de maior extensão de quadril e menor flexão plantar de tornozelo.

Na fase de balanço houve mínimas alterações cinemáticas e eletromiográficas: o grupo com DLC apresentou maior extensão e maior amplitude de movimento do quadril com maior atividade de glúteo médio. Já o grupo controle mostrou menor flexão de joelho com maior atividade de vasto lateral e bíceps femoral.

Tabela 4 - Média e desvio padrão dos parâmetros cinemáticos, eletromiográficos e dinâmicos relacionados à fase de apoio durante o teste da marcha.

CINEMÁTICA	APOIO			
	DLC	CONTROLE	p	TE
QD max.	98.88±12.36	106.96±8.33	0.164	-0.74
QD min.	1.31±4.24*	4.7±3.64	<0.001	-0.84
JD max.	105.61±8.41	104.06±5.86	0.068	0.21
JD min.	2.54±2.91	2.72±3.14	0.436	-0.06
TD max.	19.1±5.64 *	22.26±4.43	0.024	-0.61
TD min.	0.23±2.92 *	1.24±2.32	0.008	-0.37
Amplitude QD	97.56±11.24 *	102.26±8.87	0.035	-0.45
Amplitude JD	103.07±8.08	101.35±5.71	0.812	0.24
Amplitude TD	18.88±4.5	20.58±4.02	0.265	-0.39
MÚSCULOS (EMG)	DLC	CONTROLE	P	U
RA_D	30.69	39.7	0.18	242000
OE_D	73.27	68.43	0.79	453000
OE_E	20.44	25.49	0.66	290000
ML_D	40.82	39.23	0.91	308000
ML_E	28.63	32.92	0.65	274000
GM_D	32.63	25.48	0.46	386000
VL_D	49.21	33.38	0.06	393000
BF_D	36.45	31.93	0.71	316000

FRS	DLC	CONTROLE	P	TE
1º Pico (PC)	1.195±0.111*	1.096±0.0902	0.001	0.96
T_1ºPico (s)	0.163±0.0325*	0.183±0.0314	0.028	-0.62
TDF_1 (PC/s)	1549.113±422.338*	1255.169±329.86	0.009	0.76
2º Pico (PC)	1.091±0.0786	1.064±0.0744	0.206	0.35
T_2ºPico (s)	0.538±0.0589	0.566±0.0414	0.058	-0.53
Impulso (PC.s)	0.552±0.0505	0.575±0.049	0.090	-0.46
F_min (PC)	0.698±0.101*	0.768±0.0895	0.011	-0.72
T_Fmin (s)	0.185±0.0287	0.188±0.0414	0.759	-0.09

Parâmetros cinemáticos (°). QD max. – Máximo ângulo de quadril dominante; QD min. – Mínimo ângulo de quadril dominante; JD max. Máximo ângulo de joelho dominante; JD min. Mínimo ângulo de joelho dominante; TD max. - Máximo ângulo de tornozelo dominante; TD min. Mínimo ângulo de tornozelo dominante; Amplitude de quadril dominante; Amplitude de joelho dominante; Amplitude de tornozelo dominante; EMG (normalizado pelo RMS pico da tarefa). RA_D – Reto abdominal do lado da perna dominante; OE_D e OE_E – Oblíquos externos direito e esquerdo; ML_D e ML_E multifídios lombares direito e esquerdo; GM_D – Glúteo médio dominante; VL_D – Vasto lateral dominante; BF_D – Bíceps femoral dominante; FRS (normalizada pelo Peso Corporal). t_1ºpico – tempo para o primeiro pico; TDF_1 – taxa de desenvolvimento de força do primeiro pico; t_2ºpico – tempo para o segundo pico; TDF_2 – taxa de desenvolvimento do segundo pico; F_min – máxima deflexão da FRS; T_Fmin – tempo para a máxima deflexão. TE – Tamanho do Efeito. U – referente a resultados não paramétricos.

*Diferença significativa entre os grupos: p<0.05

Tabela 5 - Média e desvio padrão dos parâmetros cinemáticos e eletromiográficos relacionados à fase de balanço durante o teste da marcha.

CINEMÁTICA	BALANÇO			
	DLC	CONTROLE	P	TE
QD max.	99.65±12.16	107.37±9.32	0.278	-0.69
QD min.	0.49±4.21*	3.52±3.99	0.003	-0.73
JD max.	107.05±7.39	106.35±5.63	0.914	0.10
JD min.	0.86±2.96	1.07±3.03	0.074	-0.07
TD max.	22.47±5.66	25.43±4.78	0.354	-0.55
TD min.	-0.24±3.04	0.94±2.75	0.387	-0.40
Amplitude QD	99.16±10.99	103.85±10.37	0.068	-0.44
Amplitude JD	106.7±7.95	105.27±5.74	0.481	0.20
Amplitude TD	22.72±4.49	23.92±4.48	0.266	-0.27
MÚSCULOS (EMG)	DLC	CONTROLE	P	U
RA_D	29.45	32.18	0.392	268000
OE_D	63.75	66.08	0.871	315000
OE_E	20.13	24.87	0.627	280000
ML_D	37.59	33.26	0.71	335000
ML_E	50.78	45.6	0.38	343000
GM_D	21.6*	10.83	0.031	408000
VL_D	17.91*	40.98	< 0.001	782000
BF_D	34.25*	84.25	< 0.001	782000

Parâmetros cinemáticos (°). QD max. – Máximo ângulo de quadril dominante; QD min. – Mínimo ângulo de quadril dominante; JD max. Máximo ângulo de joelho dominante; JD min. Mínimo ângulo de joelho dominante; TD max. - Máximo ângulo de tornozelo dominante; TD min. Mínimo ângulo de tornozelo dominante; Amplitude de quadril dominante; Amplitude de joelho dominante; Amplitude de tornozelo dominante; EMG (normalizado pelo RMS pico da tarefa). RA_D– Reto abdominal do lado da perna dominante; OE_D e OE_E – Oblíquos externos direito e esquerdo; ML_D e ML_E músculos lombares direito e esquerdo; GM_D -Glúteo médio dominante; VL_D - Vasto lateral dominante; BF_D – Bíceps femoral dominante. TE – Tamanho do Efeito. U – referente a resultados não paramétricos*Diferença significante entre os grupos: p<0.05

Os resultados referentes aos parâmetros cinemáticos e eletromiográficos do teste de sentar e levantar estão apresentados na Tabela 6. Durante o sentar, o grupo controle apresentou maior flexão de quadril e maior dorsiflexão de tornozelo com maior atividade de vasto lateral, enquanto o grupo com DLC mostrou maior atividade de bíceps femoral. Durante o levantar, o grupo controle continuou apresentando maior flexão de quadril e maior

dorsiflexão de tornozelo acompanhado de maior ativação de multífido lombar. Não houve diferença entre os grupos para qualquer parâmetro relacionado à FRS (Tabela 7).

Tabela 6- Média e desvio padrão dos parâmetros cinemáticos e eletromiográficos referentes ao teste de sentar e levantar.

CINEMÁTICA	SENTAR				LEVANTAR			
	DLC	CONTROLE	P	TE	DLC	CONTROLE	P	TE
Quadril	99.47±12.3*	107.44±8.46	0.01	-0.73	100.06±12.22*	107.42±8.54	0.02	-0.67
Joelho	106.02±8.61	104.6±7.11	0.32	0.18	107.70±8.35	106.74±7.12	0.36	0.12
Tornozelo	18.88±5.62*	22.47±4.31	0.01	-0.7	21.94±5.80*	25.39±4.43	0.047	-0.65
EMG	SENTAR				LEVANTAR			
	DLC	CONTROLE	P	TE	DLC	CONTROLE	P	TE
RA_D	25.17±13.35	29.47±12.03	0.22	-0.33	29.18±10.76	34.975±12.493	0.97	-0.51
OE_D	26.53±12.57	24.22±13.53	0.52	0.18	31.71±15.27	31.556±13.76	0.97	0.01
OE_E	26.21±10.96	24.27±14.92	0.57	0.16	29.9±11.1	28.99±19.03	0.82	0.07
ML_D	29.15±13.38	35.57±12.02	0.07	-0.5	41.08±16.15*	52.254±12.973	0.008	-0.74
ML_E	29.46±11.3	34.88±10.12	0.07	-0.5	42.9±16.01	50.975±13.902	0.06	-0.53
GM_D	24.78±12.17	27.09±12.95	0.52	-0.19	38.38±15.52	39.846±19.665	0.76	-0.09
VL_D	7.87±7.95*	26.36±12.68	<0.001	-1.92	35.58±11.82	41.863±12.493	0.06	-0.52
BF_D	95.51±59.84*	34.24±13.06	<0.001	1.42	39.47±11.25	46.677±16.268	0.06	-0.55

Parâmetros cinemáticos (°). EMG (normalizado pelo RMS pico da tarefa). RA_D – Reto abdominal do lado da perna dominante; OE_D e OE_E – Oblíquos externos direito e esquerdo; ML_D e ML_E multífidos lombares direito e esquerdo; GM_D – Glúteo médio dominante; VL_D – Vasto lateral dominante; BF_D – Bíceps femoral dominante. TE – Tamanho do Efeito. *Diferença significativa entre os grupos: p<0.05

Tabela 7- Média e desvio padrão dos parâmetros dinâmicos referentes ao teste de sentar e levantar.

SENTAR E LEVANTAR				
DINÂMICA	DLC	CONTROLE	P	TE
(FRS)				
1° Pico (PC)	1.21±0.08	1.22±0.06	0.406	-0.24
T_1°Pico (s)	0.45±0.09	0.46±0.09	0.968	-0.01
TDF_1 (PC/s)	504.19±130.06	499.50±99.49	0.89	0.04
2° Pico (PC)	1.12±0.06	1.12±0.04	0.639	-0.13
T_2°Pico (s)	0.6±0.15	0.60±0.094	0.871	-0.05
TDF_2 (PC.s)	340.39±103.32	324.21±61.91	0.527	0.18

FRS (normalizada pelo Peso Corporal). t_1°pico – tempo para o primeiro pico; TDF_1 – taxa de desenvolvimento de força do primeiro pico; t_2°pico – tempo para o segundo pico; TDF_2 – taxa de desenvolvimento do segundo pico. TE – Tamanho do Efeito *Diferença significante entre os grupos: p<0.05

A análise de tamanho do efeito apresentou diferenças marcantes nos parâmetros biomecânicos que tiveram significância estatística: todos ficaram entre efeito moderado ou grande. O único parâmetro que não apresentou diferença estatística, mas o tamanho do efeito foi grande, foi o máximo ângulo de quadril dominante, o que pode significar uma leve tendência dos portadores de DLC apresentarem menor flexão de quadril em relação ao controle durante a fase de apoio da marcha.

7.1.2 Discussão

O objetivo do experimento 1 foi realizar uma abordagem multidisciplinar da DLC idiopática descrita por parâmetros biomecânicos, inflamatórios e morfológicos e suas inter-relações.

Foram encontrados aumento de inflamação sistêmica e atrofia dos múltiplos lombares em portadores de DLC, subjacentes às alterações biomecânicas em tarefas da vida diária. Sugere-se, portanto, que a DLC não é única e exclusivamente relacionada a alterações em músculos estabilizadores da coluna como diversos estudos tem apontado (KRAMER *et al.*,

2005; ROZEMBERG *et al.*, 2008; POSADZKI *et al.*, 2011; SUNG *et al.*, 2014 LAMOTH *et al.*, 2006; VAN DER HULST *et al.*, 2010; HENCHOZ *et al.*, 2015; MÜLLER *et al.*, 2015), mas está principalmente relacionada à importantes alterações em sistemas mais amplos de diferentes naturezas.

O perfil inflamatório aumentado no grupo com DLC é verificado pelas altas concentrações de Eotaxina e MCP-I nas amostras de sangue analisadas. Embora esse aumento na inflamação sistêmica fosse esperado, já que também ocorre em outras situações patológicas como na presença de degeneração nas estruturas do disco intervertebral (RISBUD & SHAPIRO, 2014), na dor muscular crônica da fibromialgia (MENZIES *et al.*, 2011; FENG *et al.*, 2013) ou em pacientes idosos com dor lombar aguda (QUEIROZ *et al.*, 2016), até agora não havia sido investigado diretamente na DLC idiopática.

A menor AST dos multífidos lombares no grupo com DLC, medida através da imagem de ultrassom, acompanhada pelo aumento na inflamação sistêmica, reflete provavelmente um ambiente catabólico (KURYSZKO *et al.*, 2016). Esses dois fatores ocorrendo simultaneamente corroboram o fato da DLC ser afetada por causas multifatoriais. A convergência de alterações de parâmetros inflamatórios e morfológicos também reforça nossos achados no que diz respeito à atrofia muscular, já que estudos anteriores que analisaram somente parâmetros estruturais, tem apresentado até agora resultados controversos (WONG *et al.*, 2013; FORTIN & MACEDO, 2013; SURI *et al.*, 2015; BENECK & KULIG, 2012).

A inflamação sistêmica aumentada e a atrofia dos músculos multífidos lombares no grupo de portadores de DLC parece ter influenciado na funcionalidade do aparelho locomotor durante as atividades da vida diária.

Durante a marcha, os portadores de DLC geraram maior sobrecarga ao aparelho locomotor, evidenciada por maior primeiro pico e maior taxa de desenvolvimento da componente vertical da FRS em comparação ao grupo controle. A velocidade dos voluntários não ter sido controlada nesse trabalho é uma das limitações metodológicas advindas da escolha dos equipamentos utilizados, já que é sabido que a velocidade influencia na FRS: espera-se que o aumento da velocidade aumente a sobrecarga mecânica (KELLER *et al.*, 1996, CAVANAGH; LAFORTUNE 1980, BRUGHELLI *et al.*, 2011). Estudos prévios mostraram que portadores de DLC tendem a manter (FARAHPOUR *et al.*, 2016) ou até mesmo diminuir sua velocidade (KEEFE; HILL, 1995; LAMOTH *et al.*, 2002; LEE *et al.*, 2007) em relação aos indivíduos assintomáticos. Portanto, já que nossos resultados apontam para um aumento nas forças externas e os portadores de DLC mantiveram a velocidade da

marcha, provavelmente, eles recebem maior impacto de um mesmo gesto mecânico executado pelo grupo controle.

Embora os portadores de DLC tenham apresentado maiores cargas externas durante a marcha, não há diferenças substanciais nas atividades musculares e na cinemática das articulações entre portadores de DLC e o grupo controle, corroborando estudos prévios (ARENDR-NIELSEN *et al.*, 1995; VOGT *et al.*, 2003). A ausência de mudanças na ativação dos músculos afetados pela inflamação e atrofia pode ter ocorrido pela baixa demanda mecânica da marcha. Esse fato sugere que outros fatores causais precisam ser investigados para explicar que mecanismos levaram ao aumento das forças externas.

Parece ainda, que embora a atividade ou a coordenação de músculos do tronco recebam maior atenção da maioria dos estudos sobre DLC (KRAMER *et al.*, 2005; ROZEMBERG *et al.*, 2008; POSADZKI *et al.*, 2011; SUNG *et al.*, 2014; LAMOTH *et al.*, 2006; VAN DER HULST *et al.*, 2010; HENCHOZ *et al.*, 2015; MULLER *et al.*, 2015), há sutis mudanças na atividade dos músculos dos membros inferiores evidenciadas pelo aumento na ativação de glúteo médio, vasto lateral e bíceps femoral durante a fase de balanço na marcha ou pela atividade diminuída de vasto lateral e aumentada de bíceps femoral durante o sentar. Embora essas alterações não pareçam muito marcantes, talvez elas possam refletir uma tentativa de controlar o movimento por demanda de outras articulações afetadas.

Reforçando a hipótese de que as mudanças inflamatórias e estruturais podem ser mais impactantes em movimentos mais rigorosos, tem-se o exemplo dos resultados encontrados no sentar e levantar. O grupo com DLC apresentou menor flexão de quadril e menor dorsiflexão de tornozelo ao sentar-se, associado à menor atividade do multifido lombar direito durante o levantar. Essa estratégia parece ser uma tentativa de reduzir o torque para a coluna lombar evitando assim maior carga mecânica e conseqüentemente uma postura dolorosa (HODGES, 2011). Esses resultados são similares a Shum *et al.*, 2007 e Shum *et al.*, 2009 que encontraram decréscimo no torque extensor e na geração de potência muscular dos músculos da coluna lombar e do quadril em sujeitos com dor lombar subaguda e DLC, respectivamente.

Todos os resultados apresentados conjuntamente nesse trabalho demonstram que a abordagem dos estudos referentes à DLC tem não só isolado os fatores que atuam nessa condição, bem como excluído alguns deles. As mudanças de parâmetros fisiológicos, morfológicos e biomecânicos convergiram para um quadro de inflamação sistêmica, alteração na estrutura de músculos estabilizadores da coluna e prejuízos na funcionalidade durante atividades da vida diária de portadores de DLC.

7.2 Efeitos do Treinamento de Força em Portadores de Dor Lombar Crônica – Experimento 2

7.2.1 Resultados

Inicialmente os sujeitos não apresentaram diferença no tempo de duração da dor lombar entre os grupos (TA= valor máximo: 25 anos, valor mínimo: 4 meses, mediana: 2 anos, Q1: 0.96, Q3: 4.75; TB= valor máximo: 30 anos, valor mínimo: 5 meses, mediana: 5 anos, Q1: 2.75, Q3:15.00; $p=0.08$). Os níveis de dor e de incapacidade funcional também não apresentaram diferença significativa entre os grupos, para o Índice Oswestry (TA= $24.31\pm 7.89\%$; TB= $25.15\pm 9.05\%$, $p=0.795$) e para EVA (TA= 2.38 ± 2.29 ; TB = 3.38 ± 2.25 , $p=0.273$).

Tanto o grupo TA, quanto o TB reduziram significativamente os níveis de dor e a incapacidade funcional após as intervenções ($p=0.032$, $p<0.001$, respectivamente). No entanto, o grupo TA demonstrou melhores resultados comparado ao TB (valores absolutos finais: TA= $9.69\pm 6.97\%$ e TB= $19.73\pm 13.35\%$, $p=0.011$). A dor avaliada pelo EVA não apresentou efeitos da intervenção ($p=0.129$).

Para os parâmetros biomecânicos, a maioria das mudanças ocorreram em ambos os grupos, sem diferença entre eles. Na fase de apoio, durante o teste da marcha (Tabela 8) ambos os grupos mudaram de maneira similar após a intervenção, com decréscimo na extensão do quadril (-18.42 ± 3.24 TA pré vs -16.33 ± 2.99 TA pós; -18.19 ± 3.28 TB pré vs $13.44\pm 3.28^\circ$ TB pós), na flexão plantar do tornozelo (-20.5 ± 3.42 TA pré vs -19.71 ± 3.13 TA pós; -23.95 ± 3.46 TB pré vs $-19.41\pm 3.46^\circ$ TB pós) e na atividade de RA_D (39.82 ± 10.53 TA pré vs 22.27 ± 10.53 TA pós; 37.68 ± 11.53 TB pré vs 29.09 ± 11.54 RMS TB pós). Ainda nessa fase, houve interação entre grupo e momento para amplitude de movimento do tornozelo, que aumentou no grupo TA e diminuiu no TB após as 12 semanas (29.68 ± 2.88 TA pré vs 33.09 ± 2.63 TA pós; 33.66 ± 2.89 TB pré vs $30.43\pm 2.88^\circ$ TB pós).

Para os parâmetros relacionados à FRS, os grupos apresentaram diferenças iniciais com maior primeiro pico e maior taxa de desenvolvimento de força para o primeiro pico no grupo TA. Após as intervenções, ambos os grupos diminuíram o primeiro pico (1.21 ± 0.03 TA pré vs 1.19 ± 0.03 TA pós, 1.15 ± 0.07 ; TB pré vs 1.09 ± 0.07 PC TB pós) e a taxa de desenvolvimento de força para o primeiro pico (1591.07 ± 272.8 TA pré vs 1407.75 ± 290.43 TA pós; 1382.61 ± 329.0 ; TB pré vs 1182.79 ± 329.0 PC/s TB pós) sem diferenças significantes entre eles.

Tabela 8 - Média e desvio padrão dos parâmetros cinemáticos, eletromiográficos e dinâmicos relacionados à fase de apoio durante o teste da marcha.

MARCHA	APOIO												
	TA pré	TA pós	TE _{TA}	IC ⁹⁵ inf	IC ⁹⁵ sup	TB pré	TB pós	TE _{TB}	IC ⁹⁵ inf	IC ⁹⁵ sup	EP - grupo	EP - momento	grupo x momento
QD max.	26.14±3.13	27.54±2.88	0.386	-0.142	0.913	28.87±3.17	29.84±3.17	0.103	-0.212	0.418	0.32	0.186	0.804
QD min.	-18.42±3.24 ^b	-16.33±2.99 ^a	0.088	-0.339	0.516	-18.19±3.28 ^b	-13.44±3.28 ^a	1.351	0.223	2.478	0.402	0.001	0.15
JD max.	57.96±3.6	58.25±3.17	0.167	-0.156	0.490	57.94±3.64	59.9±3.64	0.292	-0.542	1,126	0.709	0.268	0.407
JD min.	1.13±2.81	-0.4±2.6	-0.502	-1.087	0.081	1.06±2.84	1.24±2.85	-0.270	-0.597	0.056	0.628	0.392	0.279
TD max.	9.18±2.7 ^b	13.38±2.5 ^a	1,183	0.518	1,848	9.71±2.74 ^b	11.02±2.74 ^a	0.265	-0.382	0.912	0.656	0.001	0.066
TD min.	-20.5±3.42 ^b	-19.71±3.13 ^a	-0.118	-0.455	0.219	-23.95±3.46 ^b	-19.41±3.46 ^a	0.579	-0.059	1.218	0.611	0.01	0.059
Amplitude QD	44.57±4.47	43.87±4.11	0.157	-0.19	0.504	47.06±4.5	43.28±4.5	-0.553	-1.116	0.019	0.747	0.082	0.222
Amplitude JD	56.84±4.69	58.66±4.29	0.314	-0.125	0.753	56.88±4.72	58.66±4.72	0.558	-0.417	1,534	0.99	0.175	0.989
Amplitude TD	29.68±2.88	33.09±2.63*	0.919	-0.065	1,902	33.66±2.89	30.43±2.88#	-0.657	-1.32	0.005	0.737	0.911	<0.001
MÚSCULOS (EMG)	TA pré	TA pós	TE_{TA}	IC⁹⁵inf	IC⁹⁵sup	TB pré	TB pós	TE_{TB}	IC⁹⁵inf	IC⁹⁵sup	EP - grupo	EP - momento	grupo x momento
RA_D	39.82±10.53 ^a	22.27±10.53 ^b	0.431	-0.24	1,103	37.68±11.53 ^a	29.09±11.54 ^b	-0.019	-0.47	0.431	0.703	<0.001	0.159
OE_D	34.56±20.23	36.31±30.0	0.781	-0.094	1,657	37.82±22.17	31.53±22.17	0.121	-0.248	0.528	0.87	0.709	0.511
OE_E	27.74±16.8	25.37±16.8	0.435	0.010	0.860	36.43±18.39	31.06±18.39	0.322	-0.095	0.739	0.233	0.437	0.762
ML_D	32.97±10.38	25.98±10.4	0.116	-0.394	0.626	31.64±11.4	34.62±11.4	0.462	-0.582	1,507	0.376	0.514	0.114
ML_E	26.58±7.93	23.83±7.93	0.298	-0.314	0.909	29.89±10.63	25.28±8.69	0.221	-0.371	0.813	0.675	0.152	0.709
GM_D	29.89±11.97	17.23±11.97	0.071	-0.761	0.903	28.43±14.53	25.54±14.53	-0.449	-1.234	0.335	0.564	0.051	0.205
VL_D	33.14±14.63	22.27±13.48	0.541	-0.344	1,426	26.11±18.06	28.7±14.75	-0.385	-1.366	0.595	0.956	0.344	0.132
BF_D	20.32±13.45	15.65±12.37	0.395	-0.272	1,063	16.92±13.55	15.86±13.55	0.456	-0.446	1,359	0.676	0.445	0.629

FRS	TA pré	TA pós	TE _{TA}	IC ⁹⁵ inf	IC ⁹⁵ sup	TB pré	TB pós	TE _{TB}	IC ⁹⁵ inf	IC ⁹⁵ sup	EP - grupo	EP - momento	grupo x momento
1º Pico (PC)	1.21±0.03 ^{1a}	1.19±0.03 ^b	-0.243	-0.677	0.188	1.15±0.07 ^{2a}	1.09±0.07 ^b	0.308	-0.016	0.632	0.016	0.023	0.145
T_1ºPico (s)	0.16±0.03	0.18±0.07	0.108	-0.503	0.720	0.17±0.07	0.22±0.07	0.260	-0.126	0.648	0.16	0.087	0.319
TDF_1 (PC/s)	1591.07±272.8 ^{1a}	1407.75±290.43 ^b	-0.616	-1.267	0.033	1382.61±329.0 ^{2a}	1182.79±329.0 ^b	-0.219	-0.55	0.111	0.031	0.034	0.923
2º Pico (PC)	1.11±0.03	1.09±0.03	-0.121	-0.341	0.098	1.07±0.03	1.06±0.03	0.673	0.211	1,134	0.228	0.246	0.601
T_2ºPico (s)	0.54±0.03	0.54±0.03	-0.130	-0.637	0.377	0.54±0.07	0.58±0.07	0.215	-0.135	0.565	0.289	0.314	0.284
Impulso (PC.s)	0.54±0.03	0.55±0.03	-0.176	-0.677	0.323	0.55±0.03	0.57±0.03	0.226	-0.138	0.591	0.3	0.15	0.984
F_min (PC)	0.68±0.07	0.7±0.07	-0.169	-0.517	0.177	0.71±0.07	0.77±0.07	0.835	0.457	1,214	0.156	0.058	0.328
T_Fmin (s)	0.19±0	0.18±0	-0.300	-0.752	0.151	0.18±0.03	0.19±0.03	0.190	-0.129	0.577	0.791	0.669	0.081

Parâmetros cinemáticos (°). QD max. – Máximo ângulo de quadril dominante; QD min. – Mínimo ângulo de quadril dominante; JD max. Máximo ângulo de joelho dominante; JD min. Mínimo ângulo de joelho dominante; TD max. - Máximo ângulo de tornozelo dominante; TD min. Mínimo ângulo de tornozelo dominante; Amplitude de quadril dominante; Amplitude de joelho dominante; Amplitude de tornozelo dominante; EMG (normalizado pelo RMS pico da tarefa). RA_D – Reto abdominal do lado da perna dominante; OE_D e OE_E – Oblíquos externos direito e esquerdo; ML_D e ML_E – multifídios lombares direito e esquerdo; GM_D – Glúteo médio dominante; VL_D – Vasto lateral dominante; BF_D – Bíceps femoral dominante; FRS (normalizada pelo Peso Corporal). t₁ºpico – tempo para o primeiro pico; TDF₁ – taxa de desenvolvimento de força do primeiro pico; t₂ºpico – tempo para o segundo pico; TDF₂ – taxa de desenvolvimento do segundo pico; F_{min} – máxima deflexão da FRS; T_{Fmin} – tempo para a máxima deflexão. TA- treinamento de força de alta intensidade; TB – treinamento de força de baixa intensidade; TE – Tamanho do Efeito. IC – intervalo de confiança. EP – Efeito principal Efeito principal para os grupos: 1 > 2; Efeito principal para momento: a > b; *significativamente maior no pós- teste: p<0.05; #significativamente menor no pós-teste: p<0.05.

Na fase de balanço, durante o teste da marcha (Tabela 9), ambos os grupos aumentaram flexão do quadril (26.76 ± 2.7 TA pré vs 29.56 ± 2.45 TA pós; 28.71 ± 2.7 TB pré vs $29.78 \pm 2.7^\circ$ TB pós) e dorsiflexão do tornozelo (-1.05 ± 2.2 TA pré vs 0.89 ± 1.87 TA pós; -0.54 ± 2.05 TB pré vs -0.09 ± 2.05 TB pós) e diminuíram flexão plantar do tornozelo (-19.95 ± 3.42 TA pré vs -19.5 ± 3.18 TA pós; -21.37 ± 3.46 TB pré vs $-17.21 \pm 3.46^\circ$ TB pós) e ativação de RA_D (41.38 ± 12.9 TA pré vs 24.87 ± 12.9 TA pós; 38.86 ± 14.13 TB pré vs 32.5 ± 14.13 RMS TB pós) e VL_D (14.56 ± 11.43 TA pré vs 6.35 ± 11.43 TA pós; 20.66 ± 12.51 TB pré vs 9.65 ± 12.51 RMS TB pós) após intervenção em ambos os grupos. Houve ainda interação entre grupo e momento para amplitude de movimento do tornozelo, aumentando no TA e diminuindo no TB após intervenção (18.9 ± 2.63 TA pré vs 20.39 ± 2.41 TA pós; 20.83 ± 2.63 TB pré vs $17.12 \pm 2.63^\circ$ TB pós). O GM_D não apresentou significância estatística, mas apresentou tendência para aumentar após intervenção, com tamanho de efeito moderado (0.773) no grupo TA.

Tabela 9 - Média e desvio padrão dos parâmetros cinemáticos e eletromiográficos relacionados à fase de balanço durante o teste da marcha.

MARCHA	BALANÇO												
	TA pré	TA pós	TE _{TA}	IC ⁹⁵ in f	IC ⁹⁵ su p	TB pré	TB pós	TE _{TB}	IC ⁹⁵ in f	IC ⁹⁵ su p	EP - grupo	EP - momento	grupo x momento
QD max.	26.76±2.7 ^b	29.56±2.45 ^a	0.394	0.004	0.784	28.71±2.7 ^b	29.78±2.7 ^a	0.097	-0.34	0.534	0.717	0.016	0.252
QD min.	-2.28±3.85	0.84±3.54 ^a	0.224	-0.267	0.755	-2.7±3.9 ^b	2.49±3.9 ^a	0.827	0.077	1.577	0.802	<0.001	0.337
JD max.	68.48±2.9	68.23±2.63	0.141	-0.162	0.444	65.08±6.85	65.21±6.85	0.045	-0.349	0.439	0.576	0.936	0.813
JD min.	3.23±4.58	0.87±4.22	-0.572	-1.202	0.063	3.6±4.61	3.11±4.61	-0.055	-1.14	0.029	0.562	0.269	0.464
TD max.	-1.05±2.2 ^b	0.89±1.87 ^a	0.125	-0.275	0.526	-0.54±2.05 ^b	-0.09±0.2.05 ^a	-0.031	-0.4	0.337	0.903	0.044	0.198
TD min.	-19.95±3.42 ^b	-19.5±3.18 ^a	0.200	-0.307	0.707	-21.37±3.46 ^b	-17.21±3.46 ^a	0.575	-0.066	1.215	0.908	0.024	0.062
Amplitude QD	29.04±3.97	28.72±3.68	0.134	-0.253	0.522	31.41±4.0	27.29±4.0	-0.552	-1.216	0.110	0.845	0.056	0.096
Amplitude JD	65.25±5.66 ¹	67.35±5.2	0.375	-0.119	0.869	56.46±13.45 ²	57.85±13.45	0.750	-0.057	1,557	0.05	0.287	0.825
Amplitude TD	18.9±2.63	20.39±2.41 *	0.410	-0.4	1,222	20.83±2.63	17.12±2.63#	-0.929	-1.807	-0.053	0.812	0.138	0.002
MÚSCULOS (EMG)	TA pré	TA pós	TE _{TA}	IC ⁹⁵ in f	IC ⁹⁵ su p	TB pré	TB pós	TE _{TB}	IC ⁹⁵ in f	IC ⁹⁵ su p	EP - grupo	EP - momento	grupo x momento
RA_D	41.38±12.9 ^a	24.87±12.9 ^b	-0.248	-0.248	1,235	38.86±14.13 ^a	32.5±14.13 ^b	0.122	-0.135	0.979	0.688	0.006	0.191
OE_D	27.35±17.45	35.85±19.9 6	1,326	0.315	2,337	35.51±19.1	26.66±19.1	0.013	-0.277	0.303	0.917	0.974	0.11
OE_E	32.5±18.64	29.63±18.6 4	0.139	-0.09	0.368	41.85±20.44	30.72±20.45	-0.146	-0.948	0.655	0.355	0.212	0.456
ML_D	36.24±11.54	27.2±11.54	-0.057	-0.663	0.548	36.22±12.65	36.73±12.65	0.405	-0.544	1,354	0.386	0.219	0.171
ML_E	38.85±9.34	35.82±9.34	0.370	-0.093	0.833	42.42±12.51	38.66±10.24	0.362	-0.407	1,131	0.703	0.257	0.901
GM_D	9.79±11.97	14.52±11.9 7	0.773	-0.23	1,776	18.6±14.5	11.18±14.5	-0.386	-1.393	0.620	0.553	0.722	0.119
VL_D	14.56±11.43 ^a	6.35±11.43 ^b	0.059	-0.857	0.976	20.66±12.51 ^a	9.65±12.51 ^b	-0.949	-0.324	0.298	0.139	0.009	0.679
BF_D	20.32±13.45	15.65±12.3 7	-0.140	-1.085	0.803	16.92±13.55	15.86±13.55	-0.221	-0.912	0.469	0.676	0.445	0.629

Parâmetros cinemáticos (°). QD max. – Máximo ângulo de quadril dominante; QD min. – Mínimo ângulo de quadril dominante; JD max. Máximo ângulo de joelho dominante; JD min. Mínimo ângulo de joelho dominante; TD max. - Máximo ângulo de tornozelo dominante; TD min. Mínimo ângulo de tornozelo dominante; Amplitude de

quadril dominante; Amplitude de joelho dominante; Amplitude de tornozelo dominante; EMG (normalizado pelo RMS pico da tarefa). RA_D – Reto abdominal do lado da perna dominante; OE_D e OE_E – Oblíquos externos direito e esquerdo; ML_D e ML_E – Músculos lombares direito e esquerdo; GM_D – Glúteo médio dominante; VL_D – Vasto lateral dominante; BF_D – Bíceps femoral dominante. TA- treinamento de força de alta intensidade; TB – treinamento de força de baixa intensidade; TE – Tamanho do Efeito. IC – intervalo de confiança. EP – Efeito principal

Efeito principal para os grupos: 1 > 2; Efeito principal para momento: a > b; *significamente maior no pós-teste: p<0.05; #significamente menor no pós-teste: p<0.05.

No teste de sentar (Tabela 10) e levantar (Tabela 11), os grupos apresentaram diferenças no pré-teste: no grupo TA, VL_D teve maior ativação durante o sentar (6.92 ± 1.88 TA pré vs 31.67 ± 1.88 TA pós; 9.7 ± 2.2 TB pré vs 13.71 ± 2.2 RMS TB pós) e no levantar (38.07 ± 9.23 TA pré vs 49.23 ± 9.23 TA pós; 28.34 ± 10.78 TB pré vs 44.24 ± 10.78 RMS TB pós) e o BF_D mostrou maior atividade no TB durante o sentar (43.9 ± 8.27 TA pré vs 52.44 ± 8.27 TA pós; 41.37 ± 10.57 TB pré vs 45.57 ± 9.66 RMS TB pós). Tanto o VL_D quanto o BF_D aumentaram suas atividades no sentar e no levantar em ambos os grupos após intervenção sem diferença entre eles, exceto durante o sentar, em que o VL_D teve aumento superior no grupo TA.

Ainda, o ML_E aumentou em ambos os grupos durante o sentar (27.25 ± 2.36 TA pré vs 37.59 ± 2.36 TA pós; 30.16 ± 2.75 TB pré vs 30.72 ± 2.75 RMS TB pós) e ML_E (46.69 ± 9.92 TA pré vs 54.95 ± 10.6 TA pós; 38.97 ± 11.38 TB pré vs 47.32 ± 11.58 RMS TB pós) e ML_D (44.43 ± 10.32 TA pré vs 50.51 ± 11.03 TA pós; 34.84 ± 12.04 TB pré vs 42.85 ± 12.04 RMS TB pós) aumentaram nos dois grupos durante o levantar no após intervenção.

Não houve nenhuma diferença estatística entre os grupos para os parâmetros relacionados à FRS no teste de sentar e levantar (Tabela 12). No entanto, tanto o tempo para o primeiro pico, quanto para o segundo pico apresentaram efeito grande (0.816) e moderado (0.762), respectivamente, com tendência de atrasar após intervenção, no grupo TB.

Tabela 10 – Média e desvio padrão dos parâmetros cinemáticos e eletromiográficos durante o sentar no teste de sentar e levantar.

SENTAR E LEVANTAR	SENTAR												
	TA pré	TA pós	TE _{TA}	IC ⁹⁵ _{in f}	IC ⁹⁵ _{su p}	TB pré	TB pós	TE _{TB}	IC ⁹⁵ _{in f}	IC ⁹⁵ _{su p}	EP – grupo	EP - momento	grupo x momento
Quadril	98.35±19.1	101.26±19.1	-0.159	-0.828	0.508	98.74±22.21	102.31±26.79	-0.326	-1.926	0.373	0.86	0.069	0.846
Joelho	103.54±14.67	104.3±14.67	-0.132	-0.568	0.303	100.52±17.16	101.35±20.66	-0.233	-0.865	0.396	0.338	0.547	0.979
Tornozelo	18.93±8.04	20.05±8.07	-0.043	-0.624	0.536	20.12±9.37	19.68±11.28	-0.228	-1.012	0.555	0.791	0.637	0.288
MÚSCULOS (EMG)	TA pré	TA pós	TE _T	IC ⁹⁵ _{in f}	IC ⁹⁵ _{su p}	TB pré	TB pós	TE _{TB}	IC ⁹⁵ _{in f}	IC ⁹⁵ _{su p}	EP – grupo	EP - momento	grupo x momento
RA_D	25.79±3.25	28.59±3.48	0.074	-0.569	0.718	24.29±3.8	23±3.8	-0.111	-1	0.777	0.362	0.836	0.574
OE_D	28.15±4.33	27.78±4.33	-0.195	-1.185	0.794	12.73±11.17	21.35±11.17	-0.031	-1.086	1.024	0.091	0.445	0.405
OE_E	26.75±3.68	29.63±3.68	0.099	-0.751	0.950	23.51±4.02	25.86±4.4	-0.052	-0.914	0.809	0.282	0.515	0.947
ML_D	27.1±2.89	34.73±2.89	0.429	-0.198	1,056	30.59±3.16	28.6±3.16	-0.153	-0.742	0.434	0.767	0.363	0.127
ML_E	27.25±2.36 ^b	37.59±2.36 ^a	0.832	0.143	1,522	30.16±2.75 ^b	30.72±2.75 ^a	0.055	-0.459	0.570	0.602	0.044	0.068
GM_D	25.42±3.5	26.77±4.38	-0.387	-1.259	0.483	21.0±4.42	22.82±4.24	-0.094	-0.989	0.800	0.273	0.708	0.955
VL_D	6.92±1.88 ^{1b}	31.67±1.88 ^{a*\$}	4,497	2,658	6,336	9.7±2.2 ^{2b}	13.71±2.2 ^a	0.271	-0.241	0.783	0.046	<0.001	<0.001
BF_D	98.17±13.24 ^{2b}	34.44±13.24 ^a	-1.188	-1.922	-0.546	122.68±15.46 ¹	116.38±15.46 ^a	-0.079	-0.718	0.558	0.013	0.023	0.057

Parâmetros cinemáticos (°). EMG (normalizado pelo RMS pico da tarefa). RA_D – Reto abdominal do lado da perna dominante; OE_D e OE_E – Oblíquos externos direito e esquerdo; ML_D e ML_E – músculos lombares direito e esquerdo; GM_D – Glúteo médio dominante; VL_D – Vasto lateral dominante; BF_D – Bíceps femoral dominante. TA – treinamento de força de alta intensidade; TB – treinamento de força de baixa intensidade TE – Tamanho do Efeito. IC – intervalo de confiança. EP – Efeito principal Efeito principal para os grupos: 1 > 2; Efeito principal para momento: a > b; *significamente maior no pós-teste: p<0.05; #significamente menor no pós-teste: p<0.05; \$ significamente maior que o grupo TB no pós-teste: p<0.05.

Tabela 11 – Média e desvio padrão dos parâmetros cinemáticos e eletromiográficos durante o levantar no teste de sentar e levantar.

SENTAR E LEVANTAR	LEVANTAR												
	TA pré	TA pós	TE _{TA}	IC ⁹⁵ inf	IC ⁹⁵ sup	TB pré	TB pós	TE _{TB}	IC ⁹⁵ inf	IC ⁹⁵ sup	EP - grupo	EP - momento	grupo x momento
Quadril	100.13±4.0	102.75±4.9	-0.169	-0.75	0.410	99.72±5.73	103.47±6.89	-0.341	-1.68	0.384	0.971	0.055	0.724
Joelho	106.75±4.47	107.46±4.47	-0.125	-0.508	0.257	105.07±5.23	105.63±6.27	-0.270	-1.012	0.471	0.527	0.661	0.96
Tornozelo	22.23±2.2	24.02±2.2	-0.008	-0.52	0.503	24.22±2.55	23.79±3.1	-0.191	-0.976	0.593	0.598	0.344	0.129
MÚSCULOS (EMG)	TA pré	TA pós	TE _{TA}	IC ⁹⁵ inf	IC ⁹⁵ sup	TB pré	TB pós	TE _{TB}	IC ⁹⁵ inf	IC ⁹⁵ sup	EP - grupo	EP - momento	grupo x momento
RA_D	31.09±11.93	32.1±11.94	0.101	-0.597	0.799	25.82±13.05	32.04±13.05	0.564	-0.379	1,508	0.428	0.309	0.462
OE_D	36.07±12.01	27.6±11.22	-0.519	-1.33	0.292	17.75±32.38	26.77±32.38	0.258	-0.048	0.995	0.397	0.941	0.066
OE_E	27.36±10.35	31.42±11.07	0.037	-0.583	0.658	18.15±29.75	21.83±29.75	0.356	-0.423	1,136	0.373	0.247	0.954
ML_D	44.43±10.32 ^b	50.51±11.03 ^a	0.121	-0.45	0.693	34.84±12.04 ^b	42.85±12.04 ^a	0.560	-0.062	1,182	0.091	0.036	0.761
ML_E	46.69±9.92 ^b	54.95±10.6 ^a	0.213	-0.34	0.767	38.97±11.38 ^b	47.32±11.58 ^a	0.592	-0.097	1,282	0.102	0.012	0.989
GM_D	42.52±17.3	31.01±15.72	-0.768	-1.544	0.007	30.41±18.83	34.58±18.82	0.144	-0.613	0.903	0.389	0.451	0.115
VL_D	38.07±9.23 ^{1b}	49.23±9.23 ^a	1,344	0.447	2,242	28.34±10.78 ^{2b}	44.24±10.78 ^a	1,334	0.339	2,329	0.016	<0.001	0.403
BF_D	43.9±8.27 ^b	52.44±8.27 ^a	0.180	0.878	1,775	41.37±10.57 ^b	45.57±9.66 ^a	0.458	-0.184	1,099	0.189	0.021	0.406

Parâmetros cinemáticos (°). EMG (normalizado pelo RMS pico da tarefa). RA_D – Reto abdominal do lado da perna dominante; OE_D e OE_E – Oblíquos externos direito e esquerdo; ML_D e ML_E multifídios lombares direito e esquerdo; GM_D – Glúteo médio dominante; VL_D – Vasto lateral dominante; BF_D – Bíceps femoral dominante. TA – treinamento de força de alta intensidade; TB – treinamento de força de baixa intensidade TE – Tamanho do Efeito. IC – intervalo de confiança. EP – Efeito principal Efeito principal para os grupos: 1 > 2; Efeito principal para momento: a > b; *significativamente maior no pós- teste: p<0.05; #significativamente menor no pós-teste: p<0.05.

Tabela 12 - Média e desvio padrão dos parâmetros dinâmicos referentes ao teste de sentar e levantar.

SENTAR E LEVANTAR													
FRS	TA pré	TA pós	TE _{TA}	IC ⁹⁵ inf	IC ⁹⁵ sup	TB pré	TB pós	TE _{TB}	IC ⁹⁵ inf	IC ⁹⁵ sup	EP – grupo	EP - momento	grupo x momento
1º Pico (PC)	1.2±0.04	1.2±0.04	-0.023	-0.446	0.399	1.18±0.04	1.2±0.04	0.390	-0.194	0.974	0.779	0.371	0.385
T_1ºPico (s)	0.47±0.04	0.46±0.04	0.017	-0.31	0.344	0.48±0.07	0.49±0.07	0.816	0.008	1,625	0.507	0.732	0.604
TDF_1 (PC/s)	492.76±57.37	485.07±57.37	-0.155	-0.471	0.159	450.86±69.2	452.56±69.2	0.138	-0.583	0.860	0.392	0.866	0.792
2º Pico (PC)	1.12±0.04	1.1±0.04	-0.366	-0.828	0.085	1.1±0.04	1.09±0.04	0.358	-0.234	0.951	0.508	0.147	0.829
T_2ºPico (s)	0.58±.11	0.62±0.1	0.321	-0.275	0.918	0.63±0.2	0.67±0.1	0.762	-0.024	1,549	0.271	0.181	0.958
TDF_2 (PC.s)	358.34±54.12	312.36±54.12	-0.605	-1.18	-0.03	295.29±65.26	280.85±62.26	0.000	-0.731	0.731	0.101	0.081	0.352

FRS (normalizada pelo Peso Corporal). t_1ºpico – tempo para o primeiro pico; TDF_1 – taxa de desenvolvimento de força do primeiro pico; t_2ºpico – tempo para o segundo pico; TDF_2 – taxa de desenvolvimento do segundo pico. TA- treinamento de força de alta intensidade; TB – treinamento de força de baixa intensidade TE – Tamanho do Efeito. IC – intervalo de confiança.

Os biomarcadores inflamatórios foram modulados em ambos os grupos (Tabela 13). EGF estava inicialmente aumentado no grupo TB e diminuiu no pós-teste. Eotaxina também estava inicialmente maior no grupo TB e aumentou no TA após intervenção. Para GM-CSF, houve interação entre grupo e momento, com decréscimo somente no grupo TB. IL-12p40 diminuiu em ambos os grupos após as intervenções. IL- β apresentou interação entre grupo e momento, diminuindo somente no grupo TB. IL-4 era inicialmente maior no TB e apresentou interação entre grupo e momento, diminuindo no TB e aumentando no TA após intervenção.

Tabela 13 – Resultados apresentados em picogramas por mililitro referentes aos biomarcadores inflamatórios analisados que apresentaram diferenças significantes. EP – Efeito principal; G x M – grupo x momento.

BIOMARCADORES INFLAMATÓRIOS	PARÂMETROS INFLAMATÓRIOS														
	TA PRÉ			TA PÓS			TB PRÉ			TB PÓS			E.P - Grupo	E.P - Momento	G x M
	MEDIANA	25%	75%	MEDIANA	25%	75%	MEDIANA	25%	75%	MEDIANA	25%	75%			
EGF	19.66 ²	1.71	48.38	42.88	21.64	81.01	109.03 ¹	43.11	161.29	51.13 [#]	31.55	146.29	0.017	0.373	0.004
Eotaxina	59.05 ²	37.62	68.8	87.93 [*]	83.08	137.37	104.83 ¹	82.56	155.39	117.14 [#]	79.00	153.83	0.016	0.185	0.032
GM-CSF	0.99 ^a	0.24	4.27	0.83 ^b	0.36	6.47	5.12 ^a	0.43	14.62	1.28 ^b	0.16	2.77	0.293	0.123	0.046
IL-12p40	1.75	0.08	11.56	0.43	0.08	8.15	0.52	0.05	17.74	0.12	0.04	0.31	0.667	0.03	0.213
IL-1β	0.78	0.72	1.4	1.04	0.66	1.64	0.93	0.56	2.24	0.72 [#]	0.51	0.72	0.680	0.257	0.036
IL-4	0.29 ²	0.06	3.62	36.7 [*]	18.61	59.16	70.84 ¹	40.71	100.01	8.24 [#]	0.64	21.64	0.177	0.736	<0.001

TA- treinamento de força de alta intensidade; TB – treinamento de força de baixa intensidade; Efeito principal para os grupos: 1 > 2; Efeito principal para momento: a > b;
*significamente maior no pós- teste: p<0.05; #significamente menor no pós-teste: p<0.05.

Como muitos dos parâmetros inflamatórios apresentaram diferença entre os grupos no pré-teste, também foi realizada a comparação de suas variações (delta) entre os grupos para todos os biomarcadores inflamatórios afim de verificar se não houve diferenças mais pronunciadas entre as variáveis que já haviam apresentado diferença estatística e se apareceria algum outro biomarcador que apresentasse diferença entre os grupos.

No entanto, essa análise não mostrou nenhum resultado diferente em relação a análise de ANOVA, reforçando os resultados de três parâmetros: EGF (TA=15.52; TB= -23.82; p=0.005), Eotaxina (TA=43.96; TB= -10.07; p=0.037) e IL-4 (TA=34.73; TB= -46.44; p<0.001).

Finalmente, a AST dos multífidos lombares também apresentou resultados similares em ambos os grupos no pós-teste. O erro padrão de medida entre os avaliadores das imagens de ultrassom dos multífidos foi de 0.43 cm² (4.93%). A AST dos multífidos lombares aumentou 15.63% como efeito principal de momento (p<0.001), sem diferença entre os grupos no pós-teste (p=0.581).

7.2.2 Discussão

O objetivo do Experimento 2 foi comparar a influência de dois protocolos distintos de treinamento de força, um de alta intensidade e alto volume (TA) e um de baixa intensidade e baixo volume (TB) em biomarcadores inflamatórios, parâmetros cinemáticos, dinâmicos e eletromiográficos e na AST dos múltifidos lombares de portadores de DLC.

Os resultados desse experimento mostraram melhora na percepção de dor crônica, e mudanças em parâmetros biomecânicos relacionados ao controle de carga mecânica, aumento da AST dos multífidos lombares e modulação dos biomarcadores inflamatórios em ambos os grupos.

Um dos poucos parâmetros que apresentou diferença entre os grupos foi a dor avaliada pelo *Índice Oswestry*, tendo maior redução no grupo TA comparado ao grupo TB. Como os parâmetros biomecânicos, morfológicos e inflamatórios mostraram alterações similares nos dois grupos analisados, sugere-se que qualificar a efetividade do tratamento de DLC somente por níveis de dor é impreciso. Ainda, os resultados mostraram que o comportamento crônico e agudo da dor é diferente para os mesmos sujeitos, já que EVA, que avaliou a resposta aguda da dor, referente somente ao dia do teste, e o *Índice Oswestry*, que avaliou a resposta crônica da dor, referente ao seu comportamento ao longo da intervenção, não apresentaram mudanças em uma mesmo sentido.

Estudos prévios tem demonstrado mudanças em parâmetros biomecânicos durante a

marcha após intervenções com exercício: como maior atividade de múltípidos lombares (CARPES *et al.*, 2008; DA FONSECA, MAGINI & FREITAS, 2009; TSAO & HODGES, 2008), redução de variabilidade cinemática da coluna lombar no plano sagital (STEELE *et al.*, 2016) e também redução da FRS (DA FONSECA, MAGINI & FREITAS, 2009). Seus resultados foram associados à melhora do condicionamento dos músculos paravertebrais e, conseqüentemente, à maior capacidade de controle da coluna vertebral durante a marcha.

A similaridade dos resultados nos grupos TA e TB, evidenciada pela diminuição e atraso do primeiro pico da componente vertical da FRS durante a marcha, indica que os sujeitos de ambos os grupos estavam debilitados ao ponto de que a mínima intervenção, pelo menos em um período de 12 semanas, é suficiente para melhorar parâmetros relacionados ao controle de carga mecânica e reduzir a dor lombar. Uma limitação relacionada a esse resultado é que os grupos iniciaram a intervenção em diferentes condições: o grupo TA apresentou maior primeiro pico e menor tempo para o primeiro pico em relação ao grupo TB.

A respeito da ênfase dada aos músculos do *core*, os membros inferiores são usualmente negligenciados em estudos sobre DLC (KRAMER *et al.*, 2005; ROZEMBERG *et al.*, 2008; POSADZKI *et al.*, 2011; SUNG *et al.*, 2014 LAMOTH *et al.*, 2006; VAN DER HULST *et al.*, 2010; HENCHOZ *et al.*, 2015; MÜLLER *et al.*, 2015). Porém, ambos os grupos apresentaram algumas mudanças significantes durante a marcha nas articulações do quadril e tornozelo e do músculo VL_D em resposta ao treinamento. Ainda, o grupo TA mostrou uma tendência para o aumento de GM_D na fase de balanço após intervenção. Logo, essas mudanças parecem ser um indicativo de que os membros inferiores também são afetados na DLC.

Os resultados referentes ao sentar e levantar também nos levam a crer que a DLC afeta os membros inferiores. Embora não tenha havido alteração cinemática na articulação do joelho, o VL_D aumentou após o treino em ambos os grupos.

Como esperado, os músculos que apresentam papel chave na estabilização da coluna lombar apresentaram importantes alterações. O músculo RA_D apresentou notável decréscimo nas fases de apoio e balanço durante a marcha após intervenção em ambos os grupos. Já que Arendt-Nielsen, *et al.*, 1995; Lamoth *et al.*, 2006; Van Der Hulst *et al.*, 2010 reportaram uma maior ativação de reto abdominal durante a marcha e essa maior atividade foi explicada como uma estratégia para estabilizar a coluna vertebral e aumentar a margem de segurança para proteção de perturbações inesperadas (CHOLEWICKI *et al.*, 1997), a diminuição na atividade do RA_D parece ser um indicativo de que a marcha tornou-se uma tarefa menos desafiadora para os portadores de DLC após o treinamento.

Ainda, os multífidos lombares apresentaram mudanças significantes no teste de sentar e levantar, um movimento que demanda maior esforço: ambos os grupos aumentaram a atividade de ML_E durante o sentar e de ML_E e ML_D no levantar, sem diferença entre os grupos. Essa maior atividade pode indicar uma maior habilidade em controlar o torque gerado para a coluna vertebral após o alívio da dor.

Esses resultados relacionados à alterações na ativação de músculos do *core* após intervenção, mostram que o treino permitiu que a sua atividade voltasse a ser modulada de acordo com a demanda da tarefa. Enquanto na marcha, uma tarefa mais prolongada de baixa intensidade, a atividade do RA_D diminuiu, no sentar e levantar, uma tarefa mais curta de maior intensidade, a atividade de multífidos lombares aumentou após intervenção. Essas modulações estão provavelmente relacionadas com um movimento mais eficiente após o treinamento.

A mudança na atividade dos multífidos lombares está provavelmente relacionada à sua hipertrofia após as intervenções, já que Beneck & Kulig (2012) associaram a atrofia desses músculos com deterioração da estabilidade da coluna lombar, dor e desordens funcionais. Nossos resultados referentes às imagens de ultrassom diferem profundamente dos resultados até agora encontrados na literatura científica, relacionados à DLC. Embora a literatura tenha mostrado que portadores de DLC e indivíduos assintomáticos tenham a mesma capacidade de hipertrofia de multífidos lombares (KLIZIENE et al., 2015), também tem demonstrado melhores resultados relacionados a maior volume de exercícios com contrações isométricas mais prolongadas (DANEELS, 2011) ou com exercícios mais instáveis (CHUNG et al., 2013).

Além dos efeitos do treinamento, outros fatores podem ter influenciado na hipertrofia dos multífidos lombares. Uma limitação desse trabalho foi não ter monitorado a intensidade e o número de movimentos diários dos sujeitos ao longo do tempo, já que provavelmente a diminuição nos níveis de dor lombar motivou os sujeitos a aumentarem seus movimentos diários, o que pode ter sido um outro e complementar estímulo para o aumento na AST dos multífidos lombares.

Em relação aos biomarcadores inflamatórios, esperava-se que o treinamento de força de alta intensidade tivesse maior influência nesses parâmetros independentemente dos níveis de dor, já que o exercício físico mais vigoroso tem sido sugerido como uma ferramenta eficiente em combater a inflamação sistêmica (BEYER et al., 2012). No entanto, parece que no caso da DLC, a intensidade e o volume do treinamento não influenciaram nesses parâmetros, o que pode ser verificado pela modulação sobre as citocinas em ambos os grupos: a IL-12p40, um marcador inflamatório por efeitos crônicos (WATKINS, MILLIGAN &

MAIER, 2003) diminuiu nos dois grupos, a IL- β , que diminuiu no grupo TB, é uma citocina que dependendo da situação pode indicar inflamação aguda ou crônica (WATKINS, MILLIGAN & MAIER, 2003) e a IL-4, uma citocina anti-inflamatória (OPAL E DEPALO, 2000), diminuiu no grupo TB e aumentou no grupo TA.

Todas as alterações supracitadas relacionadas a diferentes sistemas parecem ter ocorrido simultaneamente à diminuição da dor lombar, avaliada pelo Índice *Oswestry*. É sabido que as pessoas costumam interpretar sua dor nas costas como um sinal para parar de se movimentar (kinesiofobia) (NAIME ULUG, YAVUZ, YAKUT, OZNUR, YILMAZ, 2016), portanto, antes de serem submetidos às intervenções, os portadores de DLC tinham, provavelmente, suas atividades motoras e estratégias de controle alteradas para adaptar seus movimentos e evitar posturas dolorosas (HODGES, 2011). Essas estratégias adaptativas e protetoras podem ter afetado as estruturas da coluna vertebral e, conseqüentemente, estimulado processos inflamatórios (LIANG et al., 2013; IZZO et al., 2013). Acredita-se, portanto, que após 12 semanas, com a diminuição da dor, esses movimentos tornaram-se menos estereotipados, gerando menor sobrecarga ao aparelho locomotor acompanhado pela modulação das citocinas inflamatórias.

8 CONCLUSÃO

No que se refere a caracterização dos portadores de DLC, esses apresentaram alterações biomecânicas relacionadas ao controle de carga externa, inflamação sistêmica aumentada e menor AST de músculos estabilizadores da coluna, apontando para um ambiente catabólico com prejuízos nas funções de seu aparelho locomotor.

Em relação ao efeito do treinamento na DLC, nossos resultados mostraram que independentemente da intensidade e do volume estudados, o treinamento de força não só reduziu a percepção de dor crônica de pacientes de DLC, como melhorou parâmetros biomecânicos indicativos de desempenho e sobrecarga, modulou os biomarcadores inflamatórios e influenciou na hipertrofia de múltiplos lombares.

9 REFERÊNCIAS

ALLISON G.T. Abdominal muscle feedforward activation in patients with chronic low back pain is largely unaffected by 8 weeks of core stability training. **J. Physiother**, v. 58, n. 3, p.200, 2012.

AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE. Position Stand: Progression Models in Resistance Training for Healthy Adults. **Med Sci Sports Exerc**. 41:687-708, 2009

ARENDRT-NIELSEN, L.; GRAVEN-NIELSEN, T.; SVARRER, H.; SVENSSON, P. The influence of low back pain on muscle activity and coordination during gait: a clinical and experimental study. **Pain**, v. 64, p. 231-240, 1995.

AROKOSKI, J.; VALTA, T.; AIRAKSINEN, O.; TURNER, M. J. A.; FRANFLYN, G.; FULTON-KEHOE, D.; SHEPPARD, L.; STOVER, B.; WU, E.; GLUCK, J. V.; WICKIZER, T. M. ISSLS prize winner: early predictors of chronic work disability: a prospective, population-based study of workers with back injuries. **Spine**, v. 33, n. 25, p.2809-2818, 2008.

BACURAU RF, BELMONTE MA, SEELAENDER MC, COSTA ROSA LF. Effect of a moderate intensity exercise training protocol on the metabolism of macrophages and lymphocytes of tumour-bearing rats. **Cell Biochem Funct**, v.18, p. 249-58, 2000.

BATISTA M.L JR.; SANTOS R.V.; LOPES R.D.; LOPES A.C.; COSTA ROSA L.F.; SEELAENDER M.C. Endurance training modulates lymphocyte function in rats with post-MI CHF. **Med Sci Sports Exerc**, v. 40, p. 549-56, 2008.

BATISTA M.L JR.; SANTOS R.V.; OLIVEIRA E.M.; SEELAENDER M.C.; COSTA ROSA L.F. Endurance training restores peritoneal macrophage function in post-MI congestive heart failure rats. **J Appl Physiol**, v. 102, p. 2033-9, 2005.

BEAVERS, K. M.; BRINKLEY, T. E.; NICKLAS, B. J. Effect of exercise training on chronic inflammation. **ClimChimActa**, v. 411, p. 785-793, 2010.

BEHM, D.G.; ANDERSON, K.J. The role of instability with resistance training. **J Strength Cond**, v. 20, p. 716-722, 2006.

BENECK, G. J.; KULIG, K. Multifidus atrophy is localized and bilateral in active persons with chronic unilateral low back pain. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 93, p. 300-306, 2012.

BERGLUND L; AASA B; HELLQVIST J; MICHAELSON P; AASA U. Which Patients With Low Back Pain Benefit From Deadlift Training? **J Strength Cond Res.**, v.29, n.7, p. 1803-11, 2015.

BLACKBURN SE; PORTNEY LG. Electromyographic activity of back musculature during Williams' flexion exercises. **Phys Ther**, v.61, p.878-85, 1981.

BOTERO J.P.; SHIGUEMOTO G.E.; PRESTES J.; MARIN C.T.; DO PRADO W.L.; PONTES C.S.; GUERRA R.L.; FERREIA F.C.; BALDISSERA V.; PEREZ S.E. Effects of long-term periodized resistance training on body composition, leptin, resistin and muscle strength in elderly post-menopausal women. **J Sports Med Phys Fitness.**, v. 53, p. 289-94, 2013.

BRESSEL, E.; WILLARDSON, J.M.; THOMPSON, B.; FONTANA, F.E. Effect osinstruction, surface stability, and load intensity on trunk muscle activity. **J ElectromyogrKinesiol**, v. 19, p.400-404, 2009.

BRUGHELLI M, CRONIN J, CHAOUACHI A. Effects of running velocity on running kinetics and kinematics. **J Strength Cond Res**, v. 25, n.4, p.933-9, 2011.

BRZYCKI M. Strength testing-Predicting a one-rep max from reps-to-fatigue. **Joperd**, v.68, p. 88-90, 1993.

CAVANAGH PR; LAFORTUNE MA. Ground reaction forces in distance running. **J Biomech**, v. 13, n. 5, p. 397-406, 1980.

CHANG W.D; LIN H.Y.; LAI P.T. Core strength training for patients with chronic low back pain. **J Phys Ther Sci**, v. 27, p. 619–622, 2015.

CHOI KM.; KIM JH.; CHO GJ.; BAIK SH.;PARK HS.; KIM SM. Effect of exercise training on plasma visfatin and eotaxin levels. **College European Journal of Endocrinology**, v.157, p.437–442, 2007.

CHOLEWICKI J.; PANJABI M.M.; KHACHATRYAN A. Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. **Spine**, v. 22, p. 2207-12, 1997.

CHUNG, S. H.; LEE, J. S.; YOON, J. S. Effects of stabilization exercise using a ball on multifidus cross-sectional area in patients with chronic low back pain. **J Sports Sci Med**, v. 12, p. 533-541, 2013.

CLARK, D. R.; LAMBERT, M. I.; HUNTER, A. M. Muscle activation in the loaded free barbell squat: a brief review. **J Strength Cond Res**, v. 26, p. 1169-1178, 2012.

COLADO, J. C.; PABLOS, C.; CHULVI-MEDRANO, I.; GARCIA-MASSO, X.; FLANDEZ, J.; BEHM, D. G. The progression of paraspinal muscle recruitment intensity in localized and global strength training exercises is not based on instability alone. **Arch Phys Med Rehabil**.v.92, p. 1875-1883, 2011.

COMFORT, P.; PEARSON, S. J.; MATHER, D. An electromyographical comparison of trunk muscle activity during isometric trunk and dynamic strengthening exercises. **J Strength Cond Res**. v. 25, p. 149-154, 2011.

CORKERY M.B.; O'ROURKE B.; VIOLA S.; YEN S.C.; RIGBY J.; SINGER K.; THOMAS

A. An exploratory examination of the association between altered lumbar motor control, joint, mobility, and low back pain in athletes. **Asian J. Sports Med.**, v.5, n. 4, 2014.

DANNEELS, L. A.; VANDERSTRAETEN, G. G.; CAMBIER, D. C.; WITVROUW, E. E.; BOURGOIS, J.; DANKAERTS, W.; DE CUYPER, H. J. Effects of three different training modalities on the cross sectional area of the lumbar multifidus muscle in patients with chronic low back pain. **Br J Sports Med**, v. 35, p. 186-191, 2001.

DAVIS, R. B. et al. A gait analysis data collection and reduction technique. **Human movement science**, v. 10, p. 575–587, 1991.

D'HOOGHE R.; HODGES P.; TSAO H.; HALL L.; MACDONALD D.; DANNEELS L. Altered trunk muscle coordination during rapid trunk flexion in people in remission of recurrent low back pain. **J Electromyogra Kinesiolog**, v. 23, p. 173-81, 2013.

DONATTO F.F.; NEVES R.X.; ROSA F.O.; CAMARGO R.G.; RIBEIRO H.; MATOS-NETO E.M.; SEELAENDER M. Resistance exercise modulates lipid plasma profile and cytokine content in the adipose tissue of tumour-bearing rats, **Cytokine**, v. 61, p. 426-32, 2013.

DONATTO, F. F.; NEVES, R. X.; ROSA, F. O.; CAMARGO, R. G.; RIBEIRO, H.; NETO, E. M. M.; SEELAENDER, M. Resistance exercise modulates lipid plasma profile and cytokine content in the adipose tissue of tumour-bearing rats. *Cytokine*, v. 61, n. 2, p. 426-432, 2013.

EKSTROM R.A.; DONATELLI R.A.; CARP K.C. Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. **J Orthop Sports PhysTher**, v. 37 p. 754–762, 2007

ESCAMILLA, R. F.; FRANCISCO, A. C.; KAYES, A. V.; SPEER, K. P.; MOORMAN, C. T. An eletromyographic analysis of sumo and conventrional style deadlifts. **MedSci Sports Exerc**, v. 34, p. 682-688, 2002.

FAIRBANK J.C.; PYNSENT P.B. The Oswestry Disability Index. **Spine**, v.25, p. 2940-52, 2000.

FENG J.; ZHANG Z.; WU X.; MAO A.; CHANG F.; DENG X.; GAO H.; OUYANG C.; DERY K.J.; LE K.; LONGMATE J.; MAREK C.S.T.; AMAND R.P.; KRONTIRIS T.G.; SHIVELYJE. Discovery of potential new gene variants and inflammatory cytokine associations with fibromyalgia syndrome by whole exome sequencing. **PLoS One**, v 10, p. 06-08, 2013.

FLECK, Marcelo Pio de Almeida. O instrumento de avaliação de Qualidade de Vida da Organização Mundial de Saúde (WHOQOL-100): características e perspectivas. **Ciênc. & Saúde Coletiva**, Rio de Janeiro, v. 5, n. 1, p. 33-38, 2000.

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

GRABINER, M. D.; KOH, T. J.; EL GHAZAWI, A. Decoupling of bilateral paraspinal excitation in subjects with low back pain. **Spine**, v. 17, p. 1219-1223, 1992.

HAMAOU A.; DO M.; BOUISSET S. Postural sway increase in low back pain subjects is not related to reduced spine range of motion. **Neuroscience Letters**, v. 357, p. 135-138, 2004.

HARDING, V. R.; WILLIAMS A, A. C.; RICHARDSON B, P. H.; NICHOLAS A, M. K.; JACKSON A, J. L.; RICHARDSON A, I. H.; PITHERA, C. E. The development of a battery of measures for assessing physical functioning of chronic pain patients. **Pain**, v. 58, p. 367-375, 1994.

HART J. M. et al. Quadriceps inhibition after repetitive lumbar extension exercise in persons with a history of low back pain. **J Athl Train**, v. 41, p. 264-269, 2006.

HODGES P.W. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transverses abdominis. **Spine**, v. 21, n. 22, p. 2640-50, 1996.

HODGES P.W.; TUCKER K. Moving differently in pain: a new theory to explain the adaptation to pain. **Pain**, v.152, p.90.8, 2011.

HODGES, P. W.; RICHARDSON, C. A. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v, 80, p. 1005-1012, 1999.

HODGES, P., VAN DENHOORN, W., DAWSON, A., CHOLEWICKI, J. Changes in the mechanical properties of the trunk in low back pain may be associated with recurrence. **J. Biomech**, v. 42, p. 61–66, 2009.

HUANG J.T.; CHEN H.Y.; HONG C.Z. Lumbar facet injection for the treatment of chronic piriformis myofascial pain syndrome: 52 case studies. **Patient Preference Adherence**, v. 8, p. 1105–1111, 2014.

HWANGBO G.; LEE C.W.; KIM S.G.; KIM H.S. The effects of trunk stability exercise and a combined exercise program on pain, flexibility, and static balance in chronic low back pain patients. **J Ther Phys Sci**, v. 27, p.1153-5, 2015.

INSTITUTO BRASILEIRO DE AUDITORIA EM VIGILÂNCIA SANITÁRIA, Lombalgia é a principal causa de afastamento do trabalho. Disponível em <<http://www.inbravisa.com.br/>>. Acesso em: 19 Julho. 2015.

IZZO, R.; GUARNIERI, G.; GUGLIELMI, G.; MUTO, M. Biomechanics of the spine. Part I: Spinal Stability. **European Journal of Radiology**, v. 82, p. 118-126, 2013.

JOHNSON J. M. et al. Clinical and statistical correlation of various lumbar pathological conditions. **J Biomech.**, v. 46, p. 683-688, 2013.

KADABA, M. P.; RAMAKRISHNAN, H. K.; WOOTTEN, M. E. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. **J Orthop Res**, v. 8, n. 3, p. 383–392, 1990.

KEEFE FJ; HILL RW. An objective approach to quantifying pain behavior and gait patterns in low back pain patients. **Pain**, v. 21, n.2, p. 153-61, 1985.

- KELLER TS; WEISBERGER AM; RAY JL; HASAN SS; SHIAVI RG; SPENGLER DM. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.11, n. 5, p.253-259, 1996.
- KENDALL K.D. EMERY C.A.; WILEY J.P.; FERBER R. The effect of the addition of hip strengthening exercises to a lumbopelvic exercise programme for the treatment of non-specific low back pain: A randomized controlled trial. **J Sci Med Sport**, 2015.
- KIM S.M.; LEE S.H.; LEE B.R.; HWANG J.W. Analysis of the Correlation Among Age, Disc Morphology, Positive Discography and Prognosis in Patients With Chronic Low Back Pain. **Ann Rehabil Med**, v.39, p. 340-6, 2015.
- KOLBER, M. J.; BEEKHUIZEN, K. Lumbar stabilization: an evidencebased approach for the athlete with low back pain. **Strength Cond J**, v. 29, p. 2-13, 2007.
- KRAMER H.F.; GOODYEAR L.J. Exercise, MAPK, and NF-kappaB signaling in skeletal muscle. **J Appl Physiol**, v. 103, p. 388-95, 2007.
- KRAMER, M. et al. Surface electromyography of the paravertebral muscles in patients with chronic low back pain. **Arch Phys Med Rehabil.**, v. 86, p. 31-36, 2005.
- KRAMER, M.; EBERT, V.; KINZL, L.; DEHNER, C.; ELBEL, M.; HARTWING, E. Surface electromyography of the paravertebral muscles in patients with chronic low back pain. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 86, n. 1, p. 31-36, 2005.
- KRISTENSEN, J.; FRANKLYN-MILER, A. Resistance training in musculoskeletal rehabilitation: a systematic review. **Br J Sports Med.**, v. 46, p. 719-726, 2012.
- KUMAR MG; REVATHI. R; RAMACHANDRAN. Effectiveness of William's flexion exercise in the management of low back pain. **IJPOT**, v.1, n.1, p. 33-40, 2015.
- KUMAR S.P. Efficacy of segmental stabilization exercise for lumbar segmental instability in patients with mechanical low back pain: a randomized placebo controlled crossover study. **J MedSci**, v. 3, p. 456–461, 2011
- KURYSZKO J; SŁAWUTA P; SAPIKOWSKI G. Secretory function of adipose tissue. **Pol J Vet Sci**, v.19, n.2, p. 441-6, 2016.
- LAGALLY, KRISTEN M.; ROBERTSON, ROBERT J. Construct validity of the OMNI resistance exercise scale. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 20, n. 2, p. 252-6, 2006.
- LAMOTH C. J. C. et al. How do persons with chronic low back pain speed up and slow down? Trunk-pelvis coordination and lumbar erector spinae activity during gait. **Gait Posture**, v. 23, p. 230–239, 2006.
- LEE J.H.; SHIM HUN.; LEE H.S.; LEE Y.H.; YOON Y.R. Detection of onset and offset time of muscle activity in surface EMGs using the Kalman smoother. **IFMBE Proceedings**, v. 14,

p. 1103-1106, 2007.

LIRA F.S.; ROSA J.C.; DOS SANTOS R.V.; VENANCIO D.P.; CARNIER J.; SANCHES P.D.; DO NASCIMENTO C.M.; DE PIANO A.; TOCK L.; TUFIK S.; DE MELLO M.T.; DÂMASO A.R.; OYAMA LM. Visceral fat decreased by long-term interdisciplinary lifestyle therapy correlated positively with interleukin-6 and tumor necrosis factor-alpha and negatively with adiponectin levels in obese adolescents. **Metabolism**. 2010

LIRA F.S.; TAVARES F.L.; YAMASHITA A.S.; KOYAMA C.H.; ALVES M.J.; CAPERUTO E.C.; BATISTA M.L JR.; SEELAENDER M. Effect of endurance training upon lipid metabolism in the liver of cachectic tumour-bearing rats. **Cell biochem funct**, v.17, p. 701-708, 2008.

LIRA F.S.; ROSA J.C.; PIMENTEL G.D.; SEELAENDER M.; DAMASO A.R.; OYAMA L.M.; DO NASCIMENTO C.O. Both adiponectin and interleukin-10 inhibit LPS-induced activation of the NF- κ B pathway in 3T3-L1 adipocytes. **Cytokine**, v. 57, p. 98-106, 2012.

MARQUES, N. R.; MORCELLI, M. H.; HALLAL, C. Z.; GONÇALVES, M. EMG activity of trunk stabilizer muscles during Centering Principle of Pilates Method. **J BodywMovTher.**,v. 17, p. 185-191, 2013.

MATHUR, N.; PEDERSEN, K. Exercise as a mean to control low grade systemic inflammation. **MediatorsInflamm**. Jan 2009.

MC GILL, S. M. Low back disorders. Evidence-based prevention and rehabilitation. 2nd ed. Champaign: **Human Kinetics**; 2007.

MENZIES, V.; LYON, D. E.; ELSWICK, R. K.; MONTPETIT, A. J.; CAIN, N. L. M. Psychoneuroimmunological Relationships in Women With Fibromyalgia. **Biological Research for Nursing**, v. 15, n. 2, p.219-225, 2011.

MOON, H. J. et al. Effect of lumbar stabilization and dynamic lumbar strengthening exercises in patients with chronic low back pain. **Ann Rehabil Med.**, v. 37, p. 110-117, 2013.

OPAL SM.; DEPALO VA. Anti-inflammatory cytokines. **Chest**, v.117, n.4, p.1162-72, abril, 2000.

PEDERSEN, M. T. et al. Effect of specific resistance training on musculoskeletal pain symptoms: dose-response relationship. **J Strength Cond Res.**, v. 27, p. 229-235, 2013.

PEELING P.; DAWSON B.; GOODMAN C.; LANDERS G.; TRINDER D. Athletic induced iron deficiency: new insights into the role of inflammation, cytokines and hormones. **Eur J Appl Physiol.**, v. 103, p. 381-91, 2008.

PENG H.Y.; LIN T.B. Spinal pelvic-urethra reflex potentiation. **Biomedicine**, v. 2, p. 64–67, 2012.

PEREIRA, G. B.; TIBANA, R. A.; NAVALTA, J.; SOUSA, N. M. F.; CÓRDOVA, C.; SOUZA, V. C.; NOBREGA, O. T.; PRESTES, J.; PEREZ, S. E. A. Acute effects of resistance training on cytokines and osteoprotegerin in women with metabolic syndrome. **ClinPhysiol Imaging**, v. 33, p. 122-130, 2013.

POSADZKI, P.; LIZIS, P.; HAGNER-DERENGOWSKA, M. Pilates for low back pain: a systematic review. **Complement TherClinPract.**,v. 17, p. 85-89, 2011.

PUNTUMETAKUL R.; AREEUDOMWONG P.; EMASITHI A.; YAMAUCHI J. Effect of 10-week core stabilization exercise training and detraining on pain-related outcomes in patients with clinical lumbar instability. **Patient Prefer Adherence.**, v. 19, p.1189-99, 2013.

QUEIROZ, B. C.; CAGLIARI, M. F.; AMORIN, C. F.; SACCO, I. C. Muscle activation during four Pilates core stability exercises in quadruped position. **Arch Phys Med Rehabil.**,v. 91, p. 86-92, 2010.

RASCHKE S.; ECKEL J. Adipo-myokines: two sides of the same coin--mediators of inflammation and mediators of exercise. **Mediators Inflamm.** 2013.

RASHEDI E. KHALAF K.; NASSAJIAN M.R.; NASSEROLESLAMI B.; PARNIANPOUR M. How does the central nervous system address the kinetic redundancy in the lumbar spine? Three-dimensional isometric exertions with 18 Hill-model-based muscle fascicles at the L4—L5 level. **J. Eng. Med**, v. 224, p. 487–501, 2010.

RHEE, H. S.; KIM, Y. H.; SUNG, P. S. A randomized controlled trial to determine the effects of spinal stabilization exercise intervention based on pain level and standing balance differences in patients with low back pain. **Medical Science Monitor**, v. 18, p. 174-181, 2012.

ROBERTSON, R.J.; GOSS, F.L.; RUTKOWSKI, J.; LENZ, B.; DIXON, C.; TIMMER, J.; FRAZEE, K.; DUBE, J.; ANDREACCI, J. Concurrent validation of the OMNI perceived exertion scale for resistance exercise. **Psychobiology and Behavioral Sciences**, v. 35, p. 333-341, 2003.

ROCHE, G. et al. Comparison of a functional restoration program with active individual physical therapy for patients with chronic low back pain: a randomized controlled trial. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 88, p. 1229-1235, 2007.

ROLAND M.; FAIRBANK J. The Roland–Morris Disability Questionnaire and the Oswestry Disability Questionnaire. **Spine**, v.25, n.24, p.3115-3124, 2000.

ROZENBERG S. Chronic low back pain: definition and treatment. **Rev Prat**, v. 58, p. 265–272, 2008.

SEARLE A.; SPINK M.; HO A.; CHUTER V. Exercise interventions for the treatment of chronic low back pain: A systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. **Clin Rehabil**,v.06, p.01-06, 2015.

SENIAM.SurfaceElectromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles. 2011.

SHUM GL; CROSBIE J; LEE RY. Three-dimensional kinetics of the lumbar spine and hips in low back pain patients during sit-to-stand and stand-to-sit. **Spine (Phila Pa 1976)**, v.32, n.7, p.211-9, 2007.

- SHUM GL; CROSBIE J; LEE RY. Energy transfer across the lumbosacral and lower-extremity joints in patients with low back pain during sit-to-stand. **Arch Phys Med Rehabil**, v.90, n.1, p. 127-35, 2009.
- SILFIES S.P.; BHATTACHARYA A.; BIELY S.; SMITH S.S.; GISZTER S. Trunk control during standing reach: a dynamical system analysis of movement strategies in patients with mechanical low back pain. **Gait Posture**, v.29, p. 370–6, 2009.
- SMITH, D.; BISSEL, G.; BRUCE-LOW, S.; WAKEFIELD, C. The effect of lumbar extension training with and without pelvic stabilization on lumbar strength and low back pain. **J Back Musculoskeletal Rehabil.**, v. 24, p. 241-249, 2011.
- SOARES F.H.; DE SOUSA M.B. Different types of physical activity on inflammatory biomarkers in women with or without metabolic disorders: a systematic review. **Women Health**. v. 53, p. 298-316, 2013.
- SOLOMONOW M. Neuromuscular manifestations of viscoelastic tissue degradation following high and low risk repetitive lumbar flexion. **J. Electromyogr. Kinesiol**, v. 22, p. 155–175, 2012.
- STEELE J.; BRUCE-LOW S.; SMITH D.; JESSOP D.; OSBORNE N. Lumbar kinematic variability during gait in chronic low back pain and associations with pain, disability and isolated lumbar extension strength. **Clin Biomech**, v. 29, p.1131-8, 2014.
- SUNG PS. A kinematic analysis for shoulder and pelvis coordination during axial trunk rotation in subjects with and without recurrent low back pain. **Gait Posture**, v. 40, n. 4, p. 493-8, 2014
- VAISBERG, M.; MELLO, M. T.; SEELAENDER, M. C. L.; SANTOS, R. V. T.; ROSA, F. B. P. C. Reduced Maximal Oxygen Consumption and Overproduction of Proinflammatory Cytokines in Athletes. **Neuroimmunomodulation**, v. 14, p. 304-309, 2007.
- VAN DENHOORN W.; BRUIJN S.; MEIJER O.; HODGES P.; VAN DIEËN J. Mechanical coupling between transverse plane pelvis and thorax rotations during gait is higher in people with low back pain. **J. Biomech**, v. 45, p. 342–347, 2012.
- VAN DER HULST M. et al. Lumbar and abdominal muscle activity during walking in subjects with chronic low back pain: Support of the “guarding” hypothesis? **Journal of Electromyography Kinesiol**, v. 20, p. 31–38, 2010.
- VAUCHER M.; ISNER-HOROBETI M.E.; DEMATTEI C.; ALONSO S.; HÉRISSON C.; KOUYOUMDJIAN P.; VAN DIEËN J.H.; DUPEYRON A. Effect of a kneeling chair on lumbar curvature in patients with low back pain and healthy controls: A pilot study. **Ann Phys Rehabil Med**, v.58, p. 151-6, 2015.
- WATKINS LR.; MILLIGAN ED.; MAIER SF. Glial proinflammatory cytokines mediate exaggerated pain states: implications for clinical pain. **Adv Exp Med Biol**, v.521, p.1–21, 2003.

WILLIAMS PC. The Lumbosacral Spine. **New York: McGraw Hill Book Co** 1965:80- 98

WILLARDSON, J. M.; FONTANA, F. E.; BRESSEL, E. Effect of surface stability on core muscle activity for dynamic resistance exercises. **Int J Sports Physiol Perform**, v. 4, p. 97-109, 2009.

WILSON, J. D.; DOUGHERTY, C. P.; IRELAND, M. L.; DAVIS, I. M. Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. **J Am AcadOrthoSurg**, v. 13, p. 316-325, 2005.

WONG A.Y.; PARENT E.C.; FUNABASHI M. Do various baseline characteristics of transversus abdominis and lumbar multifidus predict clinical outcomes in nonspecific low back pain? A systematicreview. **Pain**, v. 154 ,p. 2589–2602, 2013

YAMASAKI T, NOMURA T, SATO S. Phase reset and dynamic stability during human gait. **Biosystems**, v. 71, p. 221–32, 2003.

YESSIS M. Using free weights for stability training. **FitnessManag**, v. 19, p. 26-28, 2003.

YOON SH.; SHIM YS.; PARK YH.; CHUNG JK.; NAM JH.; KIM MO.; PARK HC.; PARK SR.; MIN BH.; KIM EY.; CHOI BH.; PARK H.; HA Y.
Complete spinal cord injury treatment using autologous bone marrow cell transplantation and bonemarrow stimulation with granulocyte macrophage colony stimulating factor: Phase I/II clinical trial. **Stem Cells**, v.25, n.8, p. 2066-73, ago. 2007.

YOU T.; NICKLAS B.J. Effects of exercise on adipokines and the metabolic syndrome. **Curr Diab Rep**, v. 8, p. 7-11, 2008.

ZHANG JM.; JIANXIONG MD. Cytokines, Inflammation and Pain. **Int Anesthesiol Clin**, v.45, n.2, p.27-37, 2007.

ZEINALI-DAVARANI, S., HEMAMI, H., BARIN, K.,SHIRAZI-ADL, A., PARNIANPOUR, M.. Dynamic stability of spine using stability-based optimization and muscle spindle reflex. **Rehabil. Eng**, v. 16, p. 106–118, 2008.

10 ANEXOS

Anexo 1 – Questionário *Oswestry* para avaliação de dor e capacidade funcional

Índice Oswestry 2.0 de Incapacidade.

Por favor, você poderia completar este questionário? Ele é elaborado para nos dar informações de como seu problema nas costas (ou pernas) têm afetado seu dia-a-dia. Por favor, responda a todas as seções. Marque apenas um quadrado em cada seção, aquele que mais de perto descreve você hoje.

Seção 1: Intensidade da dor.

<input type="checkbox"/>	Sem dor no momento
<input type="checkbox"/>	A dor é leve nesse momento
<input type="checkbox"/>	A dor é moderada nesse momento
<input type="checkbox"/>	A dor é mais ou menos intensa nesse momento
<input type="checkbox"/>	A dor é muito forte nesse momento
<input type="checkbox"/>	A dor é a pior imaginável nesse momento

Seção 2: Cuidados pessoais (Vestir-se, tomar banho etc)

<input type="checkbox"/>	Eu posso cuidar de mim sem provocar dor extra
<input type="checkbox"/>	Posso me cuidar mas me causa dor
<input type="checkbox"/>	É doloroso me cuidar e sou lento e cuidadoso
<input type="checkbox"/>	Preciso de alguma ajuda, mas dou conta de me cuidar
<input type="checkbox"/>	Preciso de ajuda em todos os aspectos para cuidar de mim
<input type="checkbox"/>	Eu não me visto, tomo banho com dificuldade e fico na cama.

Seção 3: Pesos

<input type="checkbox"/>	Posso levantar coisas pesadas sem causar dor extra
<input type="checkbox"/>	Se levantar coisas pesadas sinto dor extra
<input type="checkbox"/>	A dor me impede de levantar coisas pesadas, mas dou um jeito, se estão bem posicionadas, e.g., numa mesa.
<input type="checkbox"/>	A dor me impede de levantar coisas pesadas mas dou um jeito de levantar coisas leves ou pouco pesadas se estiverem bem posicionadas.
<input type="checkbox"/>	Só posso levantar coisas muito leve
<input type="checkbox"/>	Não posso levantar nem carregar nada.

Seção 4: Andar

<input type="checkbox"/>	A dor não me impede de andar (qualquer distância)
<input type="checkbox"/>	A dor me impede de andar mais que 2 Km
<input type="checkbox"/>	A dor me impede de andar mais que 7 Km
<input type="checkbox"/>	A dor me impede de andar mais que poucos metros
<input type="checkbox"/>	Só posso andar com bengala ou muleta
<input type="checkbox"/>	Fico na cama a maior parte do tempo e tenho que arrastar para o banheiro

Seção 5: Sentar

	Posso sentar em qualquer tipo de cadeira pelo tempo que quiser
	Posso sentar em minha cadeira favorita pelo tempo que quiser
	A dor me impede de sentar por mais de 1 hora
	A dor me impede de sentar por mais de ? hora
	A dor me impede de sentar por mais que 10 minutos
	A dor me impede de sentar

Seção 6: De pé

	Posso ficar de pé pelo tempo que quiser sem dor extra
	Posso ficar de pé pelo tempo que quiser, mas sinto um pouco de dor
	A dor me impede de ficar de pé por mais de 1 h
	A dor me impede de ficar de pé por mais ? hora
	A dor me impede de ficar de pé por mais de 10 minutos
	A dor me impede de ficar de pé

Seção 7: Sono

	Meu sono não é perturbado por dor
	Algumas vezes meu sono é perturbado por dor
	Por causa da dor durmo menos de 6 horas
	Por causa da dor durmo menos de 4 horas
	Por causa da dor durmo menos de 2 horas
	A dor me impede de dormir.

Seção 8: Vida sexual (se aplicável)

	Minha vida sexual é normal e não me causa dor extra
	Minha vida sexual é normal, mas me causa dor extra
	Minha vida sexual é quase normal, mas é muito dolorosa
	Minha vida sexual é muito restringida devido à dor
	Minha vida sexual é praticamente inexistente devido à dor.
	A dor me impede de ter atividade sexual.

Seção 9: vida social

	Minha vida social é normal e eu não sinto dor extra
	Minha vida social é normal, mas aumenta o grau de minha dor.
	A dor não altera minha vida social, exceto por impedir que faça atividades de esforço, como esportes, etc
	A dor restringiu minha vida social e eu não saio muito de casa
	A dor restringiu minha vida social a minha casa
	Não tenho vida social devido a minha dor.

Seção 10: Viagens

	Posso viajar para qualquer lugar sem dor.
	Posso viajar para qualquer lugar, mas sinto dor extra
	A dor é ruim, mas posso viajar por 2 horas
	A dor restringe minhas viagens para distâncias menores que 1 hora
	A dor restringe minhas viagens para as necessárias e menores de 30 minutos
	A dor me impede de viajar, exceto para ser tratado.

Para cada seção de seis afirmações o ponto total é 5. Se a primeira afirmação é marcada, o ponto é 0. Se for o último, o ponto é 5. As afirmações intermediárias são pontuadas de acordo com este rank. Se mais que uma afirmação for assinalada em cada seção, escolha o maior ponto. Se todas as 10 seções forem completadas a pontuação é calculada da seguinte maneira: Se 16 pontos foi o ponto total sendo que são 50 os pontos possíveis, $16/50 \times 100 = 32\%$. Se uma seção não for marcada ou não se aplica a pontuação é calculada da seguinte maneira, de acordo com o exemplo de pontuação máxima de 16: $16/40 \times 100 = 35,5\%$. O autor recomenda arredondar a porcentagem para um número inteiro.

Interpretação dos resultados:

0% a 20% - incapacidade mínima
 21% a 40% - incapacidade moderada
 41% a 60% - incapacidade intensa
 61% a 80% - aleijado
 81% a 100% - inválido

Interpretação dos resultados no pós-operatório

0% a 20% - excelente
 21% a 40% - bom
 41% a 60% - inalterado
 > 60% - piora

(enviado pelo Dr. Fernando Dantas-BH)

* Apenas tradução-Para trabalhos e uso oficial, verificar a validação no Brasil.

Anexo 2 – Termo de consentimento livre e esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL****1. DADOS DO INDIVÍDUO**

Nome completo _____

Sexo Masculino
 Feminino

RG _____

Data de nascimento _____

Endereço completo _____

CEP _____

Fone _____

e-mail _____

2. RESPONSÁVEL LEGAL

Nome completo _____

Natureza (grau de parentesco, tutor, curador, etc.) _____

Sexo Masculino
 Feminino

RG _____

Data de nascimento _____

Endereço completo _____

CEP _____

Fone _____

e-mail _____

II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. Título do Projeto de Pesquisa

Efeito do treinamento de força sobre parâmetros biomecânicos, morfológicos e inflamatórios de portadores de dor lombar crônica.

2. Pesquisador Responsável

Dr. Júlio Cerca Serrão

3. Cargo/Função

Professor Associado do departamento de Biodinâmica da EEFÉ - USP

4. Avaliação do risco da pesquisa:

 RISCO MÍNIMO RISCO BAIXO RISCO MÉDIO RISCO MAIOR
(probabilidade de que o indivíduo sofra algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo)

5. Duração da Pesquisa

48 meses

III - EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO INDIVÍDUO OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA, DE FORMA CLARA E SIMPLES, CONSIGNANDO:

A dor lombar crônica (DLC), definida como dor nas costas em um período maior do que 12 semanas, afeta 50 % da população em geral. É estimado que 80% dos adultos tenham pelo menos um episódio de DLC durante a vida, sendo suficientemente severa resultando em afastamento temporário do trabalho. Pessoas com DLC apresentam frequentemente fraqueza e desequilíbrio nos músculos do tronco, estado inflamatório aumentado no organismo e músculos do tronco com tamanho reduzido. Como o treinamento de força é capaz de

modular respostas neuromusculares, morfológicas e a inflamação, nosso estudo busca investigar os efeitos do treinamento de força no tamanho dos músculos, no seu recrutamento e nas respostas inflamatórias em portadores de DLC.

Para tanto você fará parte de um dos dois grupos (Controle e Experimental). Independentemente do grupo em que você estiver, irá participar das avaliações iniciais e finais, consistidas de:

- Responder a questionários para avaliação do nível de dor lombar;
- Coleta de sangue (20ml) da veia do braço para avaliação dos parâmetros inflamatórios;
- Tarefas de Sentar e levantar, caminhada e equilíbrio postural;
- Medida por ultrassonografia do tamanho do músculo multifido lombar.

Entre as avaliações iniciais e finais, se você estiver no grupo experimental, realizará 12 semanas (2 vezes por semana) de treinamento de força com progressão de carga ajustada para si. Cabe ressaltar que os experimentos não apresentam risco à sua integridade física. Esperamos que após as 12 semanas de treinamento haja uma redução significativa no seu nível de dor lombar.

IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA:

Você poderá ter acesso, a qualquer tempo, às informações sobre procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, inclusive para esclarecer eventuais dúvidas. Além disso, terá a liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e de deixar de participar do estudo, sem que isto traga prejuízo à continuidade da assistência.

Garantimos a confidencialidade, sigilo e privacidade dos seus dados obtidos, e disponibilidade de assistência no HU ou HCFMUSP, por eventuais danos à saúde, decorrentes da pesquisa.

V - INFORMAÇÕES DE NOMES, ENDEREÇOS E TELEFONES DOS RESPONSÁVEIS PELO ACOMPANHAMENTO DA PESQUISA, PARA CONTATO EM CASO DE INTERCORRÊNCIAS CLÍNICAS E REAÇÕES ADVERSAS.

- **Prof. Dr. Júlio Cerca Serrão:** Rua Pantaleão Braz, 450 – Jardim Ester – São Paulo – SP.
Tel.: (11) 3784-2377 e-mail: jcserrao@usp.br

- **Juliana Pennone:** Avenida Nossa Senhora da Assunção, 1131 – Jardim Bonfiglioli – São Paulo - SP.
Tel.: (11) 971432649 e-mail: juliana.pennone@usp.br

- **Rafael Soncin Ribeiro:** Avenida Professor Mello Moraes 65, Laboratório de Biomecânica, Escola de Educação Física e Esportes – USP.
Tel.: (31) 9142-6588 e-mail: rafaelsoncin@yahoo.com.br

VI. - OBSERVAÇÕES COMPLEMENTARES

VII - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Projeto de Pesquisa.

São Paulo, ____/____/____

assinatura do sujeito da pesquisa
ou responsável legal

assinatura do pesquisador
(carimbo ou nome legível)

Anexo 3 – Questionário geral

NOME: _____	N.º _____
--------------------	-----------

- 1 Idade: _____ anos
- 2 Sexo: Feminino Masculino
- 3 Peso: _____ (Kg)
- 4 Estatura: _____ (m)
- 5 Profissão _____
- 6 Duração da dor _____ (n.º de meses/anos com dor)
- 7 Apresenta:
 - Doença neuromuscular ou articular
 - Câncer
 - Doenças crônicas (cardíaca, renal, diabetes, etc.)

8 Consumo de fármacos

Grupos de fármacos	Sim	Não	Frequência (mensal/semanal/diário)
Analgésicos/Anti-inflamatórios			
Antihipertensores			
Antidiabéticos orais			
Antidislipidêmicos			
Antidepressivos/Ansiolíticos			
Miorrelaxantes			
Anti-ulcerosos			
Antiagregantes plaquetares			
Outros			

MEDIDAS:

Diâmetro dos maléolos: DIR _____ ESQ _____

Diâmetro dos joelhos: DIR _____ ESQ _____

Comprimento do membro inferior: _____

Diâmetro dos epicôndilos (cotovelo): DIR _____ ESQ _____

Espessura das mãos: DIR _____ ESQ _____

Shoulder Offset: DIR _____ ESQ _____