



UNIVERSIDADE DO PORTO

FACULDADE DE DESPORTO

Centro de Investigação em Atividade Física, Saúde e Lazer

Efeito de distintos programas de exercício físico nos níveis de força dos músculos flexores e extensores do tronco, na dor, na funcionalidade e mobilidade lombar em indivíduos com lombalgia inespecífica

A presente dissertação foi escrita para a obtenção do título de Doutor no âmbito do curso de Doutoramento em Atividade Física e Saúde, da Faculdade de Desporto, nos termos do Decreto-Lei 74/2006.

Orientadora: Prof^a Doutora Maria Joana Mesquita Cruz Barbosa de Carvalho

Co-orientador: Prof. Doutor Jorge Augusto Pinto da Silva Mota

Carlos Manuel Fernandes Salgado

Porto, 2013.Dezembro

Ficha de catalogação

Salgado, C.M.F. (2013). **Efeito de distintos programas de exercício físico nos níveis de força dos músculos flexores e extensores do tronco, na dor, na funcionalidade e mobilidade lombar em indivíduos com lombalgia inespecífica.** Porto: C.M.F. Salgado. Dissertação de Doutoramento em Atividade Física e Saúde apresentada na Faculdade de Desporto da Universidade do Porto. Edição do autor.

PALAVRAS-CHAVE: LOMBALGIA INESPECÍFICA, EXERCÍCIO FÍSICO, FORÇA MUSCULAR, DOR, FUNCIONALIDADE.

Trabalho efetuado em colaboração com o Centro de Investigação em Atividade Física, Saúde e Lazer (CIAFEL - PEst-OE/SAU/UI0617/2011) da Faculdade de Desporto da Universidade do Porto (FADE-UP) e Centro de Estudo do Movimento de Atividade Humana (CEMAH) da Escola Superior de Tecnologia e Saúde do Porto do Instituto Politécnico do Porto (ESTSP-IPP).

DEDICATÓRIAS

Aos meus filhos, Miguel e Mariana.

AGRADECIMENTOS

Um estudo desta natureza e dimensão só é possível com o contributo, apoio e disponibilidade dos doentes, mas também, de vários colegas de trabalho e amigos, que duma forma sempre positiva e construtiva me souberam dar os melhores conselhos e soluções para ultrapassar as dificuldades.

A minha vida tem-se baseado na descoberta das melhores formas de potenciar as sinergias e os contributos dados nos vários níveis de progresso, procurando assim, refletir de forma sempre crítica às questões em estudo. Quando se tem a possibilidade de contar com o apoio e a orientação de investigadores experientes e prestigiados na temática em análise ganhamos uma maior responsabilidade e motivação para realizarmos o nosso estudo. Pelo longo caminho que a Professora Doutora Joana Carvalho e o Professor Doutor Jorge Mota me obrigaram a percorrer, no rigor científico exigido na investigação, nas críticas feitas nos momentos oportunos, no ânimo que sempre me incutiram quando o desalento parecia vencer-me, mas sobretudo, no muito que me ensinaram, os meus sinceros agradecimentos. Os seus exemplos irão influenciar, com certeza, o meu futuro profissional. Ao Professor Doutor Gustavo Silva, expresso o meu reconhecimento pelo seu apoio na análise estatística e pelo interesse demonstrado na reta final do estudo.

É sabido que a internet encurta distâncias, contudo, especial referência a toda a equipa da biblioteca, em especial atenção, à Doutora Patrícia Martins e ao Doutor Pedro Novais, na total disponibilidade para me ajudarem, tanto na obtenção difícil de alguns artigos científicos como no EndNote. Além destes, não posso deixar de expressar o meu elevado reconhecimento e agradecimento à forma competente, profissional e sempre disponível ao longo de 6 anos de todos os colaboradores da FADE-UP. Com eles as condições objetivas, subjetivas e afetivas estiveram omnipresentes para conseguir realizar uma investigação desta natureza.

Aos colegas da Escola Superior de Tecnologia de Saúde do Porto (ESTSP), Professores Rubim e Paulo Carvalho, ambos responsáveis pelo Centro de Estudos Motricidade Humana (CEMAH) e colaboração prestada no apoio, disponibilidade e viabilidade do dinamómetro Biodex System 3 Pro®. Ao Professor Rogério Pereira, tanto no apoio como no ensino e dinamização do referido dinamómetro. Ao meu colega e amigo, Doutor Eusébio Gomes, *expert* em coluna vertebral, agradeço o seu

total apoio e confiança profissional. Mas também, ao meu grande amigo e Professor Carlos Gouveia, pelo estímulo e capital revisão crítica construtiva do texto da dissertação, como à Professora Luisete Legoinha e família, amigos incondicionais que ao longo destes 6 anos sempre me incentivaram a terminar o doutoramento.

Agradeço a todas as pessoas amigas que me acompanharam nesta árdua caminhada, as que ainda hoje estão comigo, como a outras já ausentes... Todas elas foram testemunhas do demorado 'fado académico', com as agravantes do furto de 2 computadores portáteis com toda a base de dados relativa à investigação, da superação de problemas de saúde graves, assim como, a inerente instabilidade emocional advinda de um divórcio conjugal...

À minha irmã Lurdes e família, pelas constantes palavras de incentivo, apoio e dedicação, mas também, pela disponibilidade e amizade intrínseca de uma geração sempre presente.

Uma gratidão especial aos meus filhos, Miguel e Mariana, pela infinita paciência, carinho e amor que sempre me dedicaram para poder ultrapassar os momentos mais difíceis ao longo destes últimos anos. Espero que este meu percurso académico também possa ser um incentivo nas suas formações profissionais e pessoais, não me cansando de lhes transmitir que *"Um desistente nunca ganha e um vencedor nunca desiste."* (Napolean Hill)

Consagro este projeto de vida também aos meus pais. Ao meu pai António, já falecido, que Deus o tenha. À minha mãe Darcila, sempre preocupada e que apesar dos meus 49 anos continuarei a ser o seu miúdo. A eles reconheço o que sou hoje, por toda a educação e encorajamento que me inculcaram ao longo das suas vidas. Nunca o esquecerei.

A todos, o meu Muito Obrigado!...

ÍNDICE GERAL

	Dedicatórias	V
	Agradecimentos	VII
	Índice Geral	IX
	Índice de Figuras	XII
	Índice de Quadros	XIII
	Índice de Tabelas	XIV
	Índice de Anexos	XVI
	Resumo	XVII
	<i>Abstract</i>	XIX
	Abreviaturas e Siglas/Símbolos	XXI
I.	INTRODUÇÃO	1
1.	Objetivos	5
1.1.	Objetivo principal	5
1.2.	Objetivos específicos	5
II.	REVISÃO DA LITERATURA	7
1.	A coluna vertebral lombar	7
2.	Músculos do tronco	12
3.	Importância dos músculos flexores do tronco (abdominais)	14
4.	Importância dos músculos extensores do tronco	16
5.	Importância do músculo psoasilíaco	18
6.	Desequilíbrios musculares lombares antero-posteriores	19
7.	Classificação da lombalgia	25
8.	Aspectos conceituais da lombalgia inespecífica	27
9.	Fatores de risco da lombalgia inespecífica	31
10.	Importância da atividade física/exercício físico no contexto da lombalgia inespecífica	36

III. METODOLOGIA DO ESTUDO	49
1. Desenho do estudo	49
2. Caracterização da amostra	50
3. Programas de exercício físico	51
3.1. Protocolo de exercício físico flexor	52
3.1.1. Trabalho isométrico	52
3.1.2. Trabalho dinâmico	53
3.2. Protocolo de exercício físico extensor	55
3.2.1. Trabalho isométrico	55
3.2.2. Trabalho dinâmico	56
4. Procedimentos de avaliação	56
4.1. Avaliação da intensidade da dor	56
4.2. Avaliação da capacidade funcional	57
4.3. Avaliação da mobilidade da coluna lombar	58
4.4. Avaliação da força máxima isométrica e isocinética	58
4.5. Avaliação da atividade física habitual	60
4.6. Avaliação da percepção subjetiva de esforço	61
5. Procedimentos estatísticos	62
IV. APRESENTAÇÃO DE RESULTADOS	63
1. Caracterização geral da amostra e de todas as variáveis em estudo no momento inicial	64
2. Caracterização dos níveis de dor, capacidade funcional e mobilidade lombar nos diferentes momentos e grupos de análise	65
2.1. Caracterização da dor	67
2.2. Caracterização da capacidade funcional	68
2.3. Caracterização da mobilidade lombar	69
3. Avaliação dos tipos de força nos diferentes momentos e grupos de análise	70
3.1. Avaliação isométrica nos momentos M1, M2 e M3	70
3.2. Avaliação isocinética na velocidade angular de 90°/seg. nos momentos M2 e M3	71
3.3. Avaliação isocinética na velocidade angular de 120°/seg. nos momentos M2 e M3	73
3.4. Avaliação da relação agonista/antagonista nos momentos M1, M2 e M3	75

3.5. Avaliação do coeficiente de variação em M1, M2 e M3	76
4. Caracterização da atividade física habitual	77
5. Caracterização da percepção subjetiva de esforço	78
V. DISCUSSÃO	81
1. Amostra	81
2. Protocolo dos programas de exercício físico	84
3. Avaliação da dor lombar	87
4. Avaliação da capacidade funcional	89
5. Avaliação da mobilidade lombar	91
6. Avaliação da força muscular	92
VI. CONCLUSÕES FINAIS	117
VII. LIMITAÇÕES DO ESTUDO E IMPLICAÇÕES CLÍNICAS	119
VIII. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	121
IX. ANEXOS	139
1. Declaração de consentimento de Helsínquia	139
2. Questionário	140
3. Escala de Borg modificada	151
4. Convite de participação no estudo	152

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1	Consciencialização da contração dos músculos abdominais	52
Figura 2	Fortalecimento isométrico dos músculos abdominais (3º nível)	53
Figura 3	Fortalecimento dinâmico dos músculos abdominais (1º nível)	54
Figura 4	Fortalecimento isométrico dos músculos extensores do tronco	55
Figura 5	EVA - Escala Visual Analógica	57
Figura 6	Dinamómetro Biodex System 3 Pro®	59
Figura 7	Caracterização da EVA, capacidade funcional e mobilidade lombar ao longo do tempo nos 3 grupos em análise	65
Figura 8	Força isométrica (PTE e PTF) ao longo do tempo dos 3 grupos em análise	71
Figura 9	Força isocinética a 90º/seg. (PTE90 e PTF90) ao longo do tempo nos 3 grupos em análise	72
Figura 10	Força isocinética a 120º/seg. (PTE120 e PTF120) ao longo do tempo nos 3 grupos em análise	74
Figura 11	Relações agonista/antagonista para os diferentes grupos analisados e sua interação com os 3 momentos de avaliação (M1, M2 e M3)	76
Figura 12	Caracterização da atividade física habitual ao longo do tempo nos 3 grupos em análise	78

ÍNDICE DE QUADROS

Quadro 1	Programas de exercício físico	43
Quadro 2	Diferentes modelos de dinamómetros isocinéticos e protocolos de avaliação observados nos diferentes estudos	95

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1	Desenho do estudo	49
Tabela 2	Caraterização geral dos 3 grupos do estudo	51
Tabela 3	Características gerais da amostra, nível de dor, capacidade funcional, mobilidade lombar, força e atividade física habitual em M1 para os diferentes grupos analisados	64
Tabela 4	Efeitos de interação ao longo do estudo para as diferentes variáveis analisadas	66
Tabela 5	Caracterização da dor (categorias EVA) nos 3 momentos de avaliação para os diferentes grupos analisados (frequência (percentagem))	67
Tabela 6	Capacidade funcional (categorias) nos 3 momentos de avaliação para os diferentes grupos analisados (frequência (percentagem))	68
Tabela 7	Mobilidade lombar (cm) nos 3 momentos de avaliação para os diferentes grupos analisados (média desvio $\pm$ padrão)	69
Tabela 8	Pico de torque (PT Nm, média desvio $\pm$ padrão) da força isométrica nos 3 momentos de avaliação para os diferentes grupos analisados	70
Tabela 9	Pico de Torque (PT Nm, média desvio $\pm$ padrão) da força isocinética na velocidade angular de 90°/seg. nos 2 momentos de avaliação para os diferentes grupos analisados	71
Tabela 10	Pico de Torque (PT Nm, média desvio $\pm$ padrão) da força isocinética na velocidade angular de 120°/seg. nos 2 momentos de avaliação para os diferentes grupos analisados	73

Tabela 11	Correlações entre a variação (Δ) da escala de dor (EVA) e variação dos picos de torque isométricos (PTE e PTF) e picos de torque isocinéticos (PTE90 e PTF90; PTE120 e PTF120)	74
Tabela 12	Relação agonista/antagonista (%) nos 3 momentos de avaliação para os diferentes grupos analisados (média desvio $\pm$ padrão (Rácio))	75
Tabela 13	Coeficiente de variação (CV, %) nos 3 momentos de avaliação para os diferentes grupos analisados (média desvio $\pm$ padrão)	76
Tabela 14	Atividade física habitual nos 3 momentos de avaliação para os diferentes grupos analisados (frequência e média desvio $\pm$ padrão)	77
Tabela 15	Efeitos de interação ao longo do estudo na atividade física habitual	78
Tabela 16	Percepção subjetiva de esforço para os diferentes grupos analisados em função do teste de força muscular (frequência)	79

ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo 1	Declaração de consentimento de Helsínquia	139
Anexo 2	Questionário	140
Anexo 3	Escala de Borg modificada	151
Anexo 4	Convite de participação no estudo	152

RESUMO

O presente estudo investigou o efeito de distintos programas de exercício físico (EF) nos níveis de força dos músculos flexores e extensores do tronco, assim como, na dor, capacidade funcional (CF) e mobilidade lombar (ML) em indivíduos com lombalgia inespecífica (LI). **A amostra** (n= 81; 37♂ e 44♀) foi aleatoriamente dividida por 3 grupos: grupo flexor (GF) submetido a EF flexor do tronco (EFF), grupo extensor (GE) submetido a EF extensor do tronco (EFE) e grupo controlo (GC), sendo avaliada em 3 momentos distintos (0, 3 e 6 meses) num dinamómetro isocinético quanto à força máxima (pico torque - PT) isométrica e isocinética (90º/seg. e 120º/seg.). A avaliação da dor foi realizada pela escala visual analógica (EVA); a da CF pelo Oswestry Disability Questionnaire e a da ML pelo método de Schober modificado. Os programas de EF domiciliário envolveram um protocolo combinado de 3 meses de trabalho isométrico e de 3 meses de trabalho de EF dinâmico. **Os resultados mostraram:** (i) uma variação significativa ao longo do tempo nas variáveis EVA, CF e ML em todos os grupos de estudo. Todavia, não foram observadas diferenças com significado estatístico entre grupos nem na interação grupo*tempo; (ii) um efeito significativo do fator tempo na força isométrica máxima quer no PTE, quer no PTF nos 3 grupos em análise. Foram encontradas diferenças entre M1-M2, M1-M3 para todos os grupos e entre M2-M3 para o GE. Contudo, não foram observadas diferenças com significado estatístico entre grupos nem na interação grupo*tempo; (iii) na variável PTE90 verificou-se um efeito significativo do fator tempo e na interação grupo*tempo, apenas no GE e GC. Em relação a PTF90 não existiu qualquer efeito do grupo, do tempo, nem da interação grupo*tempo; (iv) um efeito significativo do fator tempo e na interação grupo*tempo no PTE120, com aumento significativo no GE. No PTF120, não existiu efeito de interação entre grupos nem grupo*tempo mas existiu efeito significativo do fator tempo, sendo observadas diferenças significativas nos grupos GF e GE; (v) uma correlação negativa entre a variação da força isométrica e da dor entre os momentos M2-M1 e M3-M2 e a variação do PTE, e entre M3-M2 na variação do PTF; (vi) na relação agonista/antagonista isométrica verificou-se, no GE, um efeito do tempo e na interação grupo*tempo e no GC foi observada diferença significativa entre M2-M3; (vii) na relação agonista/antagonista isocinética a 90º/seg., exceto GF, verificaram-se diferenças significativas no efeito do tempo e da interação grupo*tempo nos grupos GE e GC (M2-M3). A 120º/seg. a relação agonista/antagonista isocinética não foi alterada pelo efeito do tempo. Contudo, verificamos efeito na interação grupo*tempo com diferenças significativas no GE e GF, o mesmo não acontecendo no GC. **Em conclusão**, os resultados deste estudo parecem sugerir que ambos os programas, EFF e EFE, podem induzir melhorias no quadro clínico da LI, embora estas melhorias possam não estar exclusivamente relacionadas ao programa de EF. Os nossos resultados sugerem que a dor parece ser um fator decisivo no desenvolvimento da força muscular dos portadores de LI.

PALAVRAS-CHAVE: LOMBALGIA INESPECÍFICA, EXERCÍCIO FÍSICO, FORÇA MUSCULAR, DOR, FUNCIONALIDADE.

ABSTRACT

The present study investigated the effect of different programs of physical exercise (PE) in the trunk flexor and extensor muscle strength, as well as in pain, functional capacity (FC) and lumbar mobility (LM) in individuals with nonspecific low back pain (NLBP). **The sample** (n=81, 37♂ and 44♀) was randomly divided into 3 groups: flexor group (FG) submitted to flexor trunk exercises; extensor group (EG) submitted to extensor trunk exercises and control group (CG). All subjects were assessed in 3 different times (0, 3 and 6 months) on an isokinetic dynamometer regarding extensors (peak torque – PTE) and flexors (PTF) isometric and isokinetic (at an 2 angular speeds - 90°/sec. - PTE90/PTF90 and 120°/sec. - PTE120/PTF120) muscle strength. Pain was assessed by visual analog scale pain (VASP), FC through the Oswestry Disability Questionnaire and LM by the modified Schober method. The combined home-exercise programs involved a 3-month isometric plus 3-month dynamic workout. **The results showed:** (i) a significant variation over time in pain, FC and LM variables in all study groups. However, no significant difference was observed neither between groups nor in the time*group interaction; (ii) a significant effect of time in PTE and PTF maximal isometric strength in the 3 analyzed groups was observed, presenting differences between M1-M2, M1-M3 for all groups and between M2-M3 for EG. However, no statistical difference was found neither between groups, nor in the group*time interaction; (iii) there was a significant effect of the time and in the group*time interaction in the PTE90, but not between groups, with significant differences only in the EG and in CG. Regarding PTF90 there was no significant differences in groups, time and group*time interaction; (iv) a significant effect of the time and the group*time interaction was observed in PTE120, with a significant increase in GE. In PTF120, there was no interaction between groups nor group*time but there was a significant effect of time, presenting significant differences in the FG and EG groups; (v) negative correlations between the variation in pain and the variation in isometric PTE in M2-M1 and M3-M2, and in isometric PTF in M3-M2 were observed; (vi) concerning the isometric agonist/antagonist ratio there was a significant effect of time and group*time interaction in the EG and a significant difference between M2-M3 on CG; (vii) there was a significant effect of time and group*time interaction in EG and CG (M2-M3) on the isokinetic agonist/antagonist ratio at 90°/sec. No significant time effect was found on the isokinetic agonist/antagonist ratio at 120 °/sec. but a significant effect on the group*time interaction in EG and FG, was found, which does not happen in the CG. **In conclusion**, the results of this study suggesting that both PE programs may induce improvements in the rehabilitation of NLBP. However, these improvements might not be exclusively related to the PE program because pain seems to be a factor of major influence in the development of muscle strength of patients with NLBP.

KEYWORDS: NONSPECIFIC LOW BACK PAIN, PHYSICAL EXERCISE, MUSCLE STRENGTH, PAIN, FUNCTIONALITY

ABREVIATURAS E SIGLAS/SÍMBOLOS

ACSM – American College of Sports Medicine
ADM – Amplitude de movimento
AF – Atividade física
AFH – Atividade física habitual
ANOVA – Análise de variância
AVD – Atividade de vida diária
CCI – Coeficiente correlação intraclass
CEMAH – Centros Estudos Motricidade Humana
CF – Capacidade funcional
cm - Centímetro
Core stability - Estabilidade funcional vertebral lombar
CTM – Centro Terapia Manual
Curl-up – Exercício físico abdominal enrolado
CV – Coeficiente de variação
CVE – Coeficiente de variação no movimento de extensão
CVF - Coeficiente de variação no movimento de flexão
dp – Desvio padrão
EF – Exercício físico
EFE - Exercício físico extensor
EFF - Exercício físico flexor
EFD – Exercício físico dinâmico
EFI – Exercício físico isométrico
EIAS – Espinha ilíaca antero-superior
ESTSP - Escola Superior de Tecnologia e Saúde do Porto
EVA – Escala visual analógica
E/F – Extensão/flexão
FADEUP – Faculdade de Desporto da Universidade do Porto
F/E – Flexão/extensão
GE – Grupo extensor
GF – Grupo flexor
GC – Grupo controlo
G*T – Grupo vs. Tempo
HPP – Hospitais Privados Portugal
IAFT – Índice atividade física no trabalho
IAFD – Índice atividade física desportiva

IAFTL – Índice atividade física nos tempos livres
IMC – Índice massa corporal
INC – Instituto Neurociências
IPP – Instituto Politécnico Porto
Isoc - Isocinético
Isom - Isométrico
L1 – 1ª vértebra lombar
L5 – 5ª vértebra lombar
M1, M2, M3 – Momentos de avaliação (1, 2 e 3, respetivamente)
MedX® - Dinamómetro MedX
min. - Minuto
m. sup. – Membro superior
ML – Mobilidade lombar
OMS – Organização Mundial de Saúde
p – Nível de significância
Pro® - propriedade registada
PT – Pico torque
PTE – Pico torque isométrico no movimento de extensão
PTE90 – Pico torque isocinético de extensão avaliado a velocidade angular 90°/seg.
PTE120 - Pico torque isocinético extensão avaliado a velocidade angular 120°/seg.
PTF - Pico torque isométrico no movimento de flexão
PTF90 - Pico torque isocinético flexão avaliado a velocidade angular 90°/seg.
PTF120 - Pico torque isocinético flexão avaliado a velocidade angular 120°/seg.
Rácio E/F – Rácio extensão/flexão
RMN – Ressonância magnética nuclear
Rx – Radiografia
seg. – Segundo
Sit-up – Exercício físico abdominal
SPSS - Statistical Package for the Social Sciences
T - Tempo
TAC – Tomografia axial computadorizada
Tilt – Movimento anteversão/retroversão
Vs - Versus
° - Graus
% - Percentagem
Kg/m² – Kilograma/metro ao quadrado

I. INTRODUÇÃO

A lombalgia inespecífica (LI) tem vindo a assumir uma importância crescente nos países desenvolvidos não só pela sua prevalência mas também pelos custos associados. A dor lombar é a expressão de um problema que tem origem multifatorial sendo atualmente uma das principais causas de absentismo ao trabalho e de morbilidade, com reflexos diretos no recurso aos serviços de saúde e com custos socioeconómicos bastante elevados (Imamura et al., 2001; Ponte, 2005). Esta disfunção procedente de diversas estruturas anatómicas da coluna lombar, nomeadamente ligamentos, músculos, facetas articulares e discos intervertebrais, reflete um sobre-uso dessas mesmas estruturas por deficientes posturas, cargas exageradas, ou mesmo, por cargas ligeiras mas muito repetidas ao longo do tempo (Airaksinen et al., 2004; Neubauer et al., 2006; Schneider et al., 2007).

Segundo Koltyn (2002) e Imamura et al. (2001), a lombalgia é uma das queixas mais comuns no ser humano. Estudos epidemiológicos demonstram que 70 a 85% dos indivíduos adultos apresentaram sintomas de lombalgia em algum momento das suas vidas (Andersson, 1999; Panjabi, 2003). A dor lombar é considerada a causa mais comum de dor crónica e recorrente e de incapacidade para o trabalho (Branco & Pereira, 1997; Daltroy et al., 1997; Jacob et al., 2001). Apesar de a lombalgia ser autolimitada na maioria das pessoas, é a principal causa de incapacidade nos indivíduos com menos de 45 anos (Andersson, 1999; Imamura et al., 2001) e a terceira nos indivíduos com mais de 45 anos (Medeiros, 1996). Em conformidade, os dados da literatura levam-nos a admitir que a prevalência das pessoas com lombalgia tem tendência para aumentar nos últimos anos, na ordem dos 60 a 90% (Balague et al., 2012; Bucko et al., 2003).

Segundo autores como Middleton & Pollard (2005) e Fritz (2005), a LI é uma doença multifatorial sendo os resultados dos estudos acerca do seu potencial tratamento inconclusivos. Imamura et al. (2001) defendem que o principal objetivo do tratamento nestes doentes é o retorno à sua vida laboral e às atividades da vida diária, através de uma recuperação progressiva das capacidades funcionais. Neste sentido, segundo os autores, interessa sobretudo conhecer e avaliar os fatores de risco envolvidos na cronicidade da patologia. Embora não exista consenso, vários fatores de risco tem merecido especial atenção. Assim sendo, como fatores de risco destacam-se o sexo, a idade, as atividades da vida diária, as limitações funcionais, as características

relacionadas com a dor, os aspetos profissionais e ocupacionais, entre outros (Bigos et al., 2009; Hüge et al., 2006; Leeuw et al., 2007; Preuper et al., 2007). Atendendo a esta multiplicidade de fatores de risco, a maioria dos autores sugere que a atenção dada aos doentes com LI deva assumir um carácter multidisciplinar (Airaksinen et al., 2006; Bogduk, 2006; McGill, 2007; Smeets et al., 2008).

Entre outros, o exercício físico (EF) tem vindo a desempenhar um papel fundamental na reabilitação de indivíduos com disfunções inespecíficas de coluna, onde o fortalecimento muscular parece ser um componente principal dos diferentes programas utilizados (Bucko et al., 2003; Lee et al., 1999; Liddle et al., 2004). Pelo contrário, a inatividade e o desuso funcional, exibido pela maioria dos indivíduos com LI como resposta ao receio em movimentar-se para evitar a exacerbação da dor (Verbunt et al., 2005), acaba por desenvolver um processo de cronicidade da patologia, para além de desencadear ou agravar problemas psicológicos associados (Verbunt et al., 2003). Porém, não se conhece o tipo de relação entre atividade física (AF)/EF e sintomatologia dolorosa lombar e tempo de recuperação funcional (American College of Sports Medicine, 2011).

A incapacidade de estabilização da coluna vertebral causada pelo desequilíbrio dos músculos antero-posteriores do tronco é um forte indício para o desenvolvimento de disfunções osteoarticulares da coluna lombar (Ebrahimi et al., 2005; Lee et al., 1999). Atualmente numerosas evidências sugerem a inclusão de exercícios de fortalecimento dos músculos envolvidos na flexão e extensão do tronco nos programas de prevenção e reabilitação da dor na região da coluna lombar (Airaksinen et al., 2006; Costa & Palma, 2005; Ehrlich, 2003; European Commission COST B13 Management Committee, 2002; Imamura et al., 2001; McGill, 2007).

Todavia, a maioria valoriza o fortalecimento dos músculos extensores do tronco em detrimento dos flexores (Arokoski et al., 2001; Arokoski et al., 2004; Chok et al., 1999; Kolyniak et al., 2004; Lee et al., 1999; Leggett et al., 1999; Mayer et al., 1985; McGill, 1998; Moffroid et al., 1993; Mooney et al., 1997; Peltonen et al., 1998; Rissanen et al., 2002; Roussel et al., 2006), não existindo ainda, na opinião de vários investigadores (Gunnarsson et al., 2011; Rantanen & Nykvist, 2000; Silfies et al., 2005; van Poppel et al., 2000), evidências científicas conclusivas quanto ao efeito do reforço da musculatura flexora do tronco na reabilitação de sintomatologia lombar.

Considerando que o centro de gravidade passa ligeiramente à frente dos maléolos peroniais, é espetável que o corpo na posição bípede esteja em permanente desequilíbrio para a frente (Cailliet, 2001; Kapandji, 1975). Neste sentido, será lícito supor que, nesta posição, os músculos extensores do tronco estejam em permanente contração (Cittone, 1999) e o aumento da pressão intra-abdominal, provocado pelo fortalecimento dos músculos abdominais (McKune et al., 2012), possa reduzir a compressão sobre a coluna vertebral e nos discos intervertebrais, atenuando desta forma a lombalgia (Cailliet, 2001; Campos, 2004).

Todavia e apesar destes pressupostos, tal como referido anteriormente, não existe uma proposta consensual para o fortalecimento muscular dos flexores do tronco, contrariamente ao que acontece para os grupos musculares extensores (Airaksinen et al., 2006; American College of Sports Medicine, 2003; Leggett et al., 1999). Assim sendo, parece-nos de fundamental importância conhecer quais os exercícios que são mais ajustados à LI, onde uma inadequada execução pode ter um impacto negativo e lesivo na região lombar (Australian Acute Musculoskeletal Pain Guidelines Group, 2003; Cailliet, 2001; Campos, 2004; Norris, 1993, 1995).

Para além dos grupos musculares, importa também observar a melhor forma de os trabalhar. Em termos de contração muscular, para Fleck & Kraemer (1987) qualquer programa de estabilização estática consiste em EF de resistência muscular isométrica onde não ocorre nenhuma alteração a nível do comprimento do músculo. A propósito destes conceitos, Pinheiro (1998), descreve várias sugestões clínicas e cinesiológicas relativas às técnicas de fortalecimento muscular em medicina de reabilitação. Segundo este autor, o trabalho muscular isométrico está mais adequado à fase aguda e subaguda do processo lesional onde a dor, exsudação articular, aumento da pressão compartimental e contratura muscular desaconselham a execução de movimento ativo. Por seu lado, o fortalecimento dinâmico concêntrico tem como objetivo a manutenção ou aumento de volume e da força muscular.

Segundo McKune et al. (2012), se a intensão do EF é melhorar a eficiência da musculatura flexora do tronco para proteger os distúrbios osteoarticulares vertebrais, o uso de contrações isométricas é o mais indicado devido à especificidade antiálgica. No entanto, se o objetivo for o melhorar a força, hipertrofiar a musculatura abdominal e melhorar a performance de movimentos específicos, quer na atividade profissional quer no dia-a-dia, o uso de contrações isotónicas deve prevalecer. Em conformidade com esta temática, Koumantakis et al. (2005) sugerem que para adquirirmos um bom

condicionamento físico e estabilidade vertebral anterior é indicada a prática de EF abdominal com os dois tipos de contração muscular, isométrica e dinâmica. Estudos desenvolvidos por Danneels et al. (2001) sugerem exercícios isométricos alternados e combinados com exercícios dinâmicos como os mais eficientes no aumento da secção transversal do músculo extensor multifídios e consequente reabilitação lombar.

Este estudo parece-nos prioritário pelas preocupações dos profissionais de saúde e do exercício em adaptar os programas de exercícios de reforço da musculatura flexora vs. musculatura extensora do tronco envolvendo contrações isométricas e dinâmicas a uma população com baixa condição física e cujo objetivo não é o rendimento, mas sim, a melhoria da sua funcionalidade e qualidade de vida. Se é notório algum debate no que se refere aos objetivos subjacentes do EF como forma de tratamento, este aumenta consideravelmente quando abordamos as questões relacionadas com a sua avaliação e prescrição em indivíduos com LI.

Nesta perspetiva, atendendo à potencial influência do EF no tratamento da LI e sabendo-se da conflitualidade de resultados, é pertinente o estudo não apenas da sua etiologia, mas fundamentalmente da terapia que, de alguma forma, possa atenuar ou mesmo reverter a sintomatologia, incluindo sempre que possível o estímulo à prática de EF regular tendo por base as limitações inerentes a cada indivíduo. Assim sendo, este estudo resume-se a dois programas distintos de EF antero-posterior de tronco, envolvendo um protocolo combinado de 6 meses com contração isométrica e dinâmica, a fim de se perceber qual dos programas de EF (flexor ou extensor) é mais aconselhado na conduta terapeuta em indivíduos com LI no sentido de diminuir a dor e aumentar a funcionalidade.

Tendo em conta as considerações anteriores, as seguintes razões sustentam a relevância deste estudo:

1. A elevada prevalência de lombalgia sendo que a sua grande percentagem é considerada inespecífica, ou seja, sem um diagnóstico etiológico (causal) claro, preciso e exclusivo (Balague et al., 2012; Fritz, 2005).
2. As repercussões da lombalgia ao nível da funcionalidade e qualidade de vida do indivíduo, para além dos custos em termos de saúde pública a ela associados. A patologia lombar e sua sintomatologia são as principais perturbações no mundo ocidental, em termos de absentismo ao trabalho, de recursos de saúde utilizados, de morbilidade, logo de custos sociais e económicos para o indivíduo e para a sociedade (Imamura et al., 2001).

3. A necessidade de estabelecer uma intervenção multidisciplinar onde fisioterapeutas e profissionais de exercício trabalhem em sintonia e desenvolvam critérios e tratamentos adequados comuns (Chok et al., 1999; McGill, 2007).
4. A escassez e conflitualidade de estudos quanto aos exercícios de reforço da musculatura flexora face à musculatura extensora do tronco em indivíduos com LI.

1. OBJECTIVOS

1.1. OBJETIVO PRINCIPAL

O objetivo principal deste estudo foi investigar e comparar o efeito de distintos programas de EF (EF isométrico + dinâmico para os músculos flexores do tronco vs. EF isométrico + dinâmico para os músculos extensores do tronco) nos níveis de força dos músculos flexores e extensores do tronco, na dor, capacidade funcional (CF) e mobilidade lombar (ML) em indivíduos com LI.

1.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Avaliar o efeito de um protocolo combinado de EF flexor (EFF) nos níveis de dor lombar, CF e ML.
- Avaliar o efeito de um protocolo combinado de EF extensor (EFE) nos níveis de dor lombar, CF e ML.
- Avaliar o efeito de um protocolo combinado de EFF nos níveis de força isométrica e isocinética dos músculos flexores e extensores do tronco.
- Avaliar o efeito de um protocolo combinado de EFE nos níveis de força isocinética e isocinética dos músculos flexores e extensores do tronco.
- Avaliar o efeito de um protocolo combinado de EFF no equilíbrio agonista/antagonista da musculatura antero-posterior do tronco.
- Avaliar o efeito de um protocolo combinado de EFE no equilíbrio agonista/antagonista da musculatura antero-posterior do tronco.
- Comparar o efeito dos dois protocolos combinados de EFF vs. EFE) nos níveis de força isocinética e isocinética dos músculos flexores e extensores do tronco, no equilíbrio agonista/antagonista, na dor lombar, CF e ML.
- Estudar a associação entre a variação da dor e a variação da força isométrica e isocinética máxima.

- Caracterizar e comparar o esforço percebido (percepção subjetiva de esforço) durante a realização dos testes de força isométrica e isocinética, para todos os grupos do estudo.

II. REVISÃO DA LITERATURA

1. A COLUNA VERTEBRAL LOMBAR

A coluna vertebral é uma estrutura óssea resistente e flexível, localizada na região mediana e posterior do corpo, estendendo-se desde o crânio até à extremidade do cóccix. É constituída por 33 ossos irregulares designados vértebras e encontra-se subdividida em cinco regiões ou segmentos. A região cervical constituída por 7 vértebras, a região dorsal por 12 vértebras, a região lombar por 5 vértebras, a sagrada ou sacro, por 5 vértebras também, e a região coccígea constituída por 4 ou 5 vértebras, estando estas duas últimas regiões, sagrada e coccígea, fundidas no adulto (Gray, 2001; Kapandji, 1975; Warwick & Williams, 1973).

A coluna lombar é composta por 5 vértebras (L1-L5), constituídas pelo corpo vertebral situado na região anterior e um arco na região posterior, sendo separadas pelo disco intervertebral constituído por um núcleo pulposo central rodeado por lamelas concêntricas (o anel fibroso de constituição gelatinosa). Os corpos vertebrais, dada a elevada carga que suportam no sentido descendente, são mais largos e mais altos, para reduzir a pressão na sua superfície. Os discos intervertebrais, que são responsáveis pela absorção de cargas compressivas e por restringir o movimento, são mais espessos principalmente na sua região anterior devido à posição lordótica (Cailliet, 2001; Gray, 2001; Kapandji, 1975; Kisner & Colby, 2005).

Segundo Kapandji (1975), a quinta vértebra lombar (L5) apresenta, dentro das vértebras desta região, algumas diferenças que condizem com a sua função de transmitir e distribuir forças ao sacro. Assim sendo, é a maior e mais resistente de todas e o seu corpo é mais alto na região anterior do que na posterior devido à inclinação da articulação lombo-sagrada. Devido à grande sobrecarga sobre o sacro e à sua inclinação, as suas facetas têm uma orientação quase transversal para minimizar as possibilidades de deslizamento. Como a articulação lombo-sagrada representa a transição entre as partes moles (coluna lombar) e a parte imóvel (sacro), é exigido um considerável suporte muscular e ligamentar na parte posterior desta região mais vulnerável, para evitar deslizamentos, como a frequente espondilolistese (Cailliet, 2001; Campos, 2004).

Outra das diferenças refere-se à orientação das apófises articulares, que mudam da região dorsal, de um plano quase frontal (20° com o plano frontal e 60° com o plano transversal) para o plano sagital (90° com o plano transversal e 45° com o plano frontal) de forma a resistirem aos movimentos de rotação. Os processos espinhosos e laterais também apresentam uma morfologia diferente das outras regiões para constituírem alavancas que melhoram a ação dos músculos e ligamentos ali inseridos (Cailliet, 2001; Kapandji, 1975; Kisner & Colby, 2005).

Autores como Cailliet (2001) e Campos (2004) definem ligamentos como faixas de tecido rígido que ligam as estruturas ósseas, tendo como principal função a promoção da estabilidade e o controlo da posição articular durante a realização do movimento. Para estes autores, os principais ligamentos da região lombar são os seguintes e têm diferentes funções: (1) o ligamento longitudinal posterior, que limita a flexão do tronco e é o ligamento mais fraco da região lombar; (2) o ligamento amarelo, que limita a flexão do tronco e assiste na sua extensão, criando uma tensão constante sobre o disco intervertebral; (3) o ligamento supraespinhoso, que limita a flexão do tronco e resiste às forças de deslizamento posterior sobre a coluna; (4) o ligamento interespinhoso, que limita a flexão do tronco e as forças de deslizamento; (5) o ligamento intertransverso que limita a flexão lateral do tronco; e (6) o ligamento longitudinal anterior, desde o occipital até à face anterior do sacro que, sendo um dos mais fortes, limita a extensão bem como o deslizamento das vértebras para a frente e reforça a porção posterior do anel fibroso.

A teoria desenvolvida por Campos (2004) refere que a amplitude do movimento de flexão lombar, no plano sagital, além dos supracitados, varia em função de outros fatores como: (i) a contração dos músculos extensores da anca que, ao realizarem a retroversão da pélvis, colocam em tensão os ligamentos posteriores da coluna; (ii) a falta de flexibilidade dos músculos extensores da coluna; (iii) a influência da compressão da parte anterior e o estiramento da parte posterior do disco intervertebral durante a flexão; (iv) o estiramento da cápsula articular das articulações zigapofisárias e (v) a altura do disco intervertebral e o comprimento das placas terminais cartilaginosas. Segundo Campos (2004), cada fator tem uma contribuição variável na flexão lombar onde, por exemplo, o disco contribui com 29%, os ligamentos supra e interespinhosos contribuem com 19% e as cápsulas das facetas articulares, com 39%.

Para além dos ligamentos atrás mencionados, o ligamento iliolumbar, que une os processos transversos de L5 ao osso íliaco, é também de fundamental importância

para a estabilização da articulação lombo-sagrada. Este ligamento tem como função, resistir ao deslizamento anterior, à flexão lateral e à rotação axial da L5 sobre o sacro. Outra estrutura de suporte desta região e que importa referir, é a faixa toracolumbar que tem importantes funções na estabilização da coluna e da articulação sacroilíaca, agindo passivamente como um ligamento posterior da coluna (Campos, 2004; Hodges, 1999). Deste sistema ligamentar resulta numa simbiose, não só dos corpos vertebrais, mas de toda a coluna vertebral no seu conjunto, promovendo a estabilidade vertebral e a prevenção da ocorrência de movimentos exagerados ou para os quais o corpo não está devidamente preparado (Cailliet, 2001).

Na opinião de Yang et al. (2011) a amplitude de movimento da coluna vertebral é restringida por vários fatores, entre os quais, músculos, ligamentos, deformação limitada dos discos intervertebrais, mas também, pela orientação das apófises articulares. Relativamente à zona lombar, o movimento de flexão aumenta de S1 a L1 e o segmento L5-S1 é o que tem a menor mobilidade, tanto na flexão lateral como na rotação (Norris, 1995). Segundo Cailliet (2001), as articulações apofisárias sofrem maior força por cargas transversais antero-posteriores e não tanto por cargas de compressão ou de flexão/extensão. A concentração de força excessiva pode ocorrer nos elementos posteriores sendo aumentada no movimento de extensão da coluna vertebral.

Segundo autores como Cittone (1999) e Toscano & Egypto (2001), o efeito do sedentarismo sobre o sistema músculo-esquelético e ligamentar contribui para as alterações posturais e incapacidade dos músculos extensores do tronco em gerar força contínua de maneira a contrariar a ação flexora da gravidade. No que diz respeito à coluna vertebral, as modificações degenerativas fisiológicas terão como consequência alterações nos movimentos entre os corpos vertebrais adjacentes, fazendo com que as forças compressivas de tração sobre a coluna sejam suportadas pelas facetas articulares. Além disso, a capacidade dos ligamentos longitudinal anterior e longitudinal posterior em produzir tensão em repouso estará diminuída, resultando numa laxidez ligamentar, o que contribuirá para adoção de uma postura de flexão do tronco, com a consequente atrofia articular.

O *design* morfológico do corpo humano, bem como o dinamismo do seu organismo refletem a emergência do movimento para o seu funcionamento adequado. Os ossos estão interligados por uma série de estruturas articulares e tendinosas que permitem estabilidade e locomoção eficientes. O movimento ocorre através da contração

coordenada e sincronizada dos músculos esqueléticos e pela transferência mecânica deste movimento para os ossos através de uma série complicada de alavancas (Kapandji, 1975). Na opinião de Cailliet (2001), as alterações do centro de gravidade do ser humano promovem um permanente reajuste de forças que agem sobre a coluna lombar, daí a importância do estudo dos movimentos da coluna com particular atenção nos músculos que são utilizados durante a realização dos movimentos de flexão do tronco, músculos abdominais, e nos movimentos de extensão, músculos extensores do tronco.

Apesar dos movimentos entre as vértebras ser relativamente reduzido, a coluna vertebral é uma estrutura que apresenta uma mobilidade nos três planos (Cailliet, 2001; Kapandji, 1975) sendo que a mobilidade da coluna é diferente de região para região. Assim, enquanto os movimentos de flexão e extensão na zona lombar se efetuam no plano sagital, admitindo amplitudes articulares de cerca de 35° de extensão e cerca de 60° de flexão, no movimento de flexão lateral, admite-se valores que rondam os 20° e apenas 5° de rotação axial (Kapandji, 1975).

A estática da coluna lombar é consequência de um bom equilíbrio sagital pélvico (Cailliet, 2001; Norris, 1995). Os músculos responsáveis pela retroversão pélvica são: grande e médio glúteo (fibras posteriores), piramidal, quadrado femoral, obturador interno, grande adutor e isquiotibiais. Na anteversão, atuam os músculos, ilíaco, pequeno e médio glúteo (fibras anteriores), sartório, tensor da fáscia lata e obturador externo. No entanto, os músculos que agem diretamente na coluna lombar são (Cailliet, 2001; Campos, 2004; Kapandji, 1975):

- Na flexão: reto abdominal, oblíquo interno abdominal e oblíquo externo abdominal*, transversos abdominais e psoas*
- Na extensão: extensor lombar*, transverso vertebral*, intervertebral, grande dorsal* e quadrado lombar*
- Na flexão lateral: grande dorsal, extensor lombar, transverso vertebral, intertransversário, quadrado lombar, psoas e oblíquo externo abdominal
- Na rotação, pouco movimento acontece na coluna lombar, sendo este devido à força de cisalhamento.

(*Responsáveis pela ação quando contraídos bilateralmente)

Diversos autores referenciam a importância do bom alinhamento sagital na funcionalidade da coluna vertebral, bem como, nas suas variadas condições de

desordem (Cailliet, 2001; Cittone, 1999; Norris, 1995). O controlo muscular lombosagrado é realizado por grupos musculares que atuam por conjugação de forças. A tração, posteriormente, é feita para cima pelos músculos extensores do tronco e para baixo pelos músculos isquiotibiais. Anteriormente, os músculos abdominais tracionam a pélvis para cima, enquanto os músculos flexores da anca a tracionam para baixo (Cailliet, 2001; Campos, 2004; Kapandji, 1975).

No movimento de flexão lombar, com consequente inclinação do tronco para a frente, a vértebra lombar superior tem um ligeiro movimento de deslizamento em relação à sua consecutiva inferior, originando uma diminuição do espaço intervertebral anterior e um aumento do posterior (Kapandji, 1975). A flexão lombar é limitada tanto pelas estruturas contrácteis como pelas inertes onde os músculos extensores do tronco só limitam o movimento de flexão se forem excessivamente contraídos ou se a flexão for tão rápida que provoque reflexo miotático. Das estruturas inertes posteriores da zona lombar, as apófises articulares e os discos intervertebrais limitam mais a flexão do que os ligamentos (Campos, 2004; Kapandji, 1975; Norris, 1993).

Segundo autores como Campos (2004) e Kapandji (1975), a grande resistência à flexão ocorre pela ação das apófises articulares na medida em que durante este movimento as vértebras se movem anteriormente, promovendo uma rotação sagital, acompanhada de uma translação, que é limitada pelas facetas que recebem toda a pressão ficando vulneráveis a lesões. Nos limites da amplitude, as apófises ao tentarem separar-se, causam tensão nas cápsulas e ligamentos dessas estruturas. Assim sendo, os movimentos bruscos devem ser evitados por causarem disfunções nas estruturas posteriores e consequente degeneração das estruturas articulares (Bernard, 1997; Cailliet, 2001). Durante a flexão, o disco intervertebral é comprimido anteriormente causando protuberância anterior das fibras anulares submetendo as estruturas anteriores a uma carga compressiva e as posteriores a uma grande tensão (Arokoski et al., 2001; Cailliet, 2001; Stevens et al., 2006).

Na opinião de Norris (1993), a pressão no disco intervertebral varia significativamente com as alterações da postura. Assim, na posição de decúbito dorsal é cerca de 25%, aumentando para 75% na posição de pé e 100% na posição de sentado. Em movimentos mais específicos, como por exemplo no chamado *sit-up*, onde se realiza a flexão do tronco total em decúbito dorsal, a pressão discal pode atingir os 210%. Em decúbito dorsal, a pressão é menor devido à redução do peso do corpo, sendo residual como resultado das forças de tensão musculares e ligamentares. Pelo mesmo

motivo, na execução do exercício abdominal deve ser prestada especial atenção à posição dos joelhos e da pélvis no sentido de minimizar as forças compressivas e de deslizamento (Cailliet, 2001). Durante o movimento de flexão anterior da coluna, a partir da posição ereta, é de salientar o movimento lombopélvico, porque inicialmente a coluna reverte-se e retifica-se até ao 50°, momento a partir do qual o movimento de flexão é resultado de uma inclinação anterior da pélvis (Cailliet, 2001). Segundo Campos (2004), na flexão em decúbito dorsal, dos 30° para os 45°, o movimento é realizado pela coluna, a partir daí a flexão faz-se com anteversão da pélvis.

No movimento de extensão lombar, assiste-se a um movimento oposto à flexão não só na sua execução, como também nas suas características. Verifica-se um aumento da lordose lombar com a vértebra superior a inclinar-se e a deslizar para trás e o disco intervertebral a ser solicitado por compressão na sua zona mais posterior enquanto a anterior está em tração e, portanto, implica a consequente deslocação do núcleo pulposo para a frente pressionando o anel fibroso anteriormente (Cailliet, 2001). O aproximar das estruturas anatómicas articulares é, na verdade, o limitador do movimento extensor, implicando compressão dos ligamentos interespinhoso e supraespinhoso. Podemos ainda considerar outros fatores limitativos onde se destacam a pouca flexibilidade dos músculos flexores do tronco e a tensão tanto nas facetas articulares como no ligamento longitudinal anterior (Campos, 2004).

2. MÚSCULOS DO TRONCO

Os músculos do tronco contribuem, de uma forma geral, para o suporte da coluna lombar e estabilidade da cintura pélvica, contribuindo para o equilíbrio antero-posterior corporal, sendo divididos em dois grandes grupos: extensores e flexores do tronco (abdominais). Além do equilíbrio, a coluna lombar é a região do corpo humano responsável pela sustentação das cargas, daí a necessidade de uma complexa estrutura muscular que a sustente (Airaksinen et al., 2004; Costa & Palma, 2005; Critchley & Coutts, 2002; Gouveia & Gouveia, 2008; Maher et al., 2005; McGill, 2007; O'Sullivan et al., 2006a; O'Sullivan et al., 2006b; Panjabi, 2003; Roussel et al., 2006; Sung, 2003; Trainor & Wiesel, 2002; Yang et al., 2011).

Na opinião de autores como Gouveia & Gouveia (2008) e Richardson et al. (1992), os músculos mais envolvidos na estabilização da coluna lombar são os oblíquos abdominais e o transversos abdominal em co-ativação com os extensores do tronco. Os

músculos abdominais oblíquos, especialmente os oblíquos externos, rapidamente aumentam os níveis de ativação em resposta a um movimento vertebral efetuado rapidamente, muitas vezes inconsciente. Segundo Krajcarski et al. (1999), quando os níveis de pré-ativação são baixos, a coluna fica rígida, exercendo-se forças compressivas no disco e nas estruturas moles contíguas. Assim sendo, uma disfunção lombar pode acontecer mesmo num gesto casual, no entanto, será mais provável num indivíduo com uma condição física pobre associada à fraqueza muscular, tanto dos músculos flexores como dos extensores do tronco (Brereton & McGill, 1999; Mayer et al., 1985; McGill, 2007).

Alguns autores alertam para o facto de determinados músculos serem ignorados pela literatura aquando de patologia lombar (Cailliet, 2001). Um dos casos é o músculo psoasíliaco que, apesar de não ser considerado um músculo pertencente à coluna lombar, tem um papel fundamental nos seus movimentos. Outro exemplo, os músculos isquiotibiais que suportam mais carga do que os músculos extensores do tronco durante a fase inicial de extensão vertebral a partir da posição de flexão completa. Sendo assim, parece lógico que indivíduos com lombalgia evitem os movimentos extremos do tronco, principalmente de flexão e extensão lombar, e apresentem um forte descondicionamento desta musculatura essencial no suporte da coluna vertebral (Arokoski et al., 1999; Leinonen et al., 2000).

E, para além da análise individual de cada grupo muscular, é importante referir que a região lombo-pélvica é estabilizada pela ação de músculos profundos abdominais que fazem parte da faixa toracolombar com importante função na estabilização da coluna vertebral e pélvis (Cailliet, 2001; Campos, 2004; Norris, 1993, 1995; Yang et al., 2011). Outra situação análoga é o músculo grande glúteo, potente extensor da pélvis, fortemente interligado com os músculos extensores do tronco pela fáscia toracolombar, e com o bicípite femoral pelo ligamento sacrotuberal (Leinonen et al., 2000). Assim sendo, permite a transferência de carga mecânica da coluna lombar para as extremidades abaixo e o funcionamento da fáscia toracolombar juntamente com os músculos adjacentes desempenham um papel importante de suporte da zona lombar durante os movimentos de flexão e extensão.

3. IMPORTÂNCIA DOS MÚSCULOS FLEXORES DO TRONCO (ABDOMINAIS)

À semelhança de outros grupos musculares, os músculos da região abdominal têm grande importância na funcionalidade do corpo humano (Airaksinen et al., 2004; American College of Sports Medicine, 2006; Campos, 2004; Gouveia & Gouveia, 2008; Kolber & Beekhuizen, 2007; Kolyniak et al., 2004). O músculo mais profundo da região abdominal, o músculo transverso abdominal, apesar de não participar nos movimentos do tronco, tem como ação principal diminuir o perímetro abdominal, devido à orientação horizontal das suas fibras (Gouveia & Gouveia, 2008). Por meio deste mecanismo, há uma redução na compressão axial e nas forças de cisalhamento promovendo uma maior estabilidade à coluna vertebral (Cailliet, 2001; Hodges, 1999; Norris, 1993). De uma forma geral, as suas fibras são horizontais e oblíquas em direção ao púbis, faz parte da fáscia toracolombar e tem um papel importante no movimento de levantamento de cargas do chão, para além de ser um auxiliar na expiração (Hodges, 1999). É considerado o primeiro músculo a ser ativado para estabilizar a coluna vertebral sendo que a sua hipotonia pode, indiretamente, aumentar a lordose lombar e diminuir a capacidade da região lombar em suportar cargas (Cailliet, 2001; Campos, 2004; Gouveia & Gouveia, 2008; Hodges, 1999).

Segundo Gouveia & Gouveia (2008) devido às suas características anatómicas, como a distribuição de tipo de fibras musculares, a sua relação com os sistemas fasciais e a sua localização profunda, o músculo transverso abdominal possui uma importante função na postura estática (preferencialmente estabilizador da coluna lombar nas forças gravitacionais) e na marcha, atribuindo-se uma importância menos relevante nos movimentos da coluna lombar, mas crucial no papel de proteção do canal inguinal juntamente com o músculo oblíquo interno.

O músculo oblíquo interno tem como ação principal comprimir e suportar as vísceras juntamente com o transverso abdominal, participando na retroversão da pélvis. As fibras antero-superiores através da sua contração bilateral fletem a coluna anteriormente, suportam as vísceras abdominais, deprimem a caixa torácica e auxiliam na respiração (Gouveia & Gouveia, 2008). Quando a contração é unilateral, promovem rotação da coluna em conjunto com as fibras do oblíquo externo. As fibras laterais fletem a coluna anteriormente e deprimem a caixa torácica, através de uma contração bilateral (Campos, 2004; Norris, 1993). Os mesmos autores referenciam que os músculos abdominais profundos estabilizam a região anterior e limitam a amplitude de movimento, enquanto os superficiais são os primeiros a mover a região central do

tronco. Este aspeto pode ser verificado através da direção das fibras, sendo que nos músculos mais profundos apresentam uma disposição mais horizontal, enquanto nos superficiais, mais vertical.

As fibras do músculo abdominal superficial oblíquo externo fletem a coluna anteriormente, suportam e comprimem as vísceras abdominais, deprimem a caixa torácica e auxiliam na respiração através da contração bilateral (Campos, 2004; Krajcarski et al., 1999). As fibras laterais, através da contração bilateral, fletem a coluna anteriormente e realizam a retroversão da pélvis. A hipotonia deste grupo muscular reduz a eficiência respiratória e a sustentação das vísceras, além de diminuir a capacidade de flexão lateral e de anteversão pélvica (Campos, 2004; Krajcarski et al., 1999; Norris, 1993).

Deste conjunto de músculos, o músculo reto abdominal é o mais superficial e tem como função principal fletir a coluna vertebral, movimentando o tórax sobre a pélvis fixa, ou esta sobre o tórax fixo. Deprime as costelas na expiração forçada, realiza a anteversão da pélvis e atua também como suporte das vísceras abdominais. A hipotonia deste músculo, na posição de decúbito dorsal, resulta na diminuição da capacidade de flexão da coluna vertebral, enquanto na posição ereta, favorece a retroversão pélvica (Campos, 2004; Kapandji, 1975).

Devido às características fisiológicas da musculatura abdominal, o protocolo padrão de execução dos exercícios com vista ao seu fortalecimento, são de um modo geral controversos. Segundo Campos (2004), se a intensão do EF é melhorar a eficiência da musculatura abdominal para a manutenção da postura, durante as atividades da vida diária, o uso de contrações isométricas é o mais indicado devido à especificidade do mesmo. No entanto, se o objetivo for melhorar a força, hipertrofiar a musculatura abdominal e melhorar a performance de movimentos específicos, quer na atividade profissional quer no dia-a-dia, o uso de contrações isotónicas deve prevalecer. Sobre esta temática, Koumantakis et al. (2005) sugerem que para adquirirmos uma boa saúde física, com posturas corretas e amplas amplitudes articulares, é indicada a prática de EF abdominal com os dois tipos de contração muscular.

4. IMPORTÂNCIA DOS MÚSCULOS EXTENSORES DO TRONCO

O funcionamento da coluna vertebral lombar do ser humano é único sendo que noutros primatas se observa uma postura curva para a frente sem lordose. Esta é frequente em quadrúpedes, no entanto, nestes animais a coluna não funciona sobre uma força axial, como no caso dos seres humanos, que mantêm uma postura ereta, bípede (Massada, 2001). Nesta postura, o músculo responsável pela manutenção da lordose lombar nos seres humanos, é o músculo multifídeo e a sua função está relacionada à extensão do tronco (Kolyniak et al., 2004). Os músculos extensores do tronco são também responsáveis por controlar o movimento de flexão vertebral, mas durante esta ação eles exercem simultaneamente sobrecargas compressivas e de cisalhamento sobre a coluna lombar. Durante a flexão, a coluna lombar altera a sua configuração, que é caracterizada por uma alteração dos ângulos intersegmentares e por alterações no comprimento dos músculos e na orientação dos fascículos individuais. Estas alterações contribuem para amenizar as forças criadas pelos músculos extensores sobre a coluna lombar (Cailliet, 2001; Campos, 2004). A corroborar esta temática, são vários os autores que valorizam o fortalecimento dos músculos extensores do tronco em detrimento dos flexores na prevenção da lombalgia (Arokoski et al., 2001; Arokoski et al., 2004; Chok et al., 1999; Kolyniak et al., 2004; Mayer et al., 1985; Peltonen et al., 1998; Rissanen et al., 2002; Roussel et al., 2006).

Estudos científicos referem que a função dos flexores do tronco parece não estar alterada em indivíduos com lombalgia, reforçando a maior importância da realização de EF para a musculatura extensora lombar no sentido de a prevenir. São inúmeros os estudos científicos que mostram que a função do músculo extensor lombar multifídeo está debilitada em doentes com lombalgia (Arokoski et al., 1999; Arokoski et al., 2004; Costa & Palma, 2005; Critchley & Coutts, 2002; Hodges, 1999; Kolyniak et al., 2004; Maher et al., 2005; O'Sullivan et al., 2006b; Roussel et al., 2006; Sung, 2003; Yang et al., 2011).

Mooney et al. (1997) observaram que indivíduos com lombalgia apresentavam 40% de decréscimo nos níveis de força dos extensores do tronco em relação a indivíduos assintomáticos (grupo de controlo). Segundo os autores, após oito semanas de EF específico, os doentes apresentaram um ganho dos níveis de força de 100% em relação ao valor inicial, comparativamente aos ganhos de 10% do grupo de controlo. Para além disso, as imagens de ressonância magnética da secção transversa do

músculo multifídio, demonstraram que em pessoas com lombalgia foi detetada hipertrofia desse músculo após o EF específico.

Leggett et al. (1999), num estudo com uma amostra de 400 indivíduos com dor lombar submetidos a um programa bissemanal de 8 semanas de EF para os músculos extensores do tronco, verificaram que 80% dos participantes atenuaram os seus sintomas, sendo que após um ano de estudo, apenas 11% recorreram a serviços de saúde devido à lombalgia. Segundo Danneels et al. (2001), o músculo extensor lombar multifídios é o que mais se destaca pelo importante papel de estabilizador dinâmico da coluna lombar. Estes autores, recorrendo à tomografia axial computadorizada (TAC), demonstraram uma hipotrofia seletiva das fibras tipo II do músculo extensor multifídios de cerca de 80% em indivíduos com lombalgia. A hipotrofia das fibras tipo I dos músculos multifídios só se verifica em doentes com dor lombar aguda (3 semanas). Os autores compararam exercícios de estabilização dinâmica com exercícios dinâmicos implicando 15 a 18 repetições por série a 70% de 1 RM, verificando que apenas os exercícios dinâmicos promoveram o aumento da secção transversa do músculo multifídios e após 10 semanas.

Outrora, Pollock et al. (1989) conseguiram demonstrar que doentes com LI evidenciavam melhorias significativas quanto ao nível da força muscular, amplitude articular e sintomatologia dolorosa, através da integração num programa de EF regular em dinamómetro MedX®, específico para a musculatura extensora lombar, aumentando o pico de força isométrica em mais de 40%, após 10 semanas de intervenção e com uma frequência semanal de apenas um dia.

Pelo exposto, tudo leva a crer que a instabilidade da coluna vertebral causada pelo desequilíbrio dos músculos flexores e extensores do tronco é um forte indício para o desenvolvimento de disfunção lombar. São vários os autores que sugerem a inclusão de exercícios de fortalecimento dos músculos envolvidos na flexão e extensão lombar nos programas de prevenção e reabilitação da LI, contudo, evidências científicas consideram a importância de outros músculos contíguos que também estão relacionados.

5. IMPORTÂNCIA DO MÚSCULO PSOASILÍACO

Este músculo é constituído por dois feixes musculares, o psoas, constituído pelo maior e menor, e o músculo íliaco. Como tem um tendão de inserção comum e as mesmas funções, flete a coxa sobre a pélvis, ou o oposto, dependendo do segmento que está fixo, é denominado de psoasilíaco, apesar do íliaco não ter atividade sobre a coluna lombar (Campos, 2004). O psoas é constituído por cinco fascículos que se inserem lateralmente nos discos intervertebrais entre a décima segunda vértebra dorsal e a primeira vértebra lombar (D12-L1) até à quinta vértebra lombar (L5), na sua porção anterior e por mais cinco que se inserem na porção anterior dos processos transversos desde L1 até à L5 (porção posterior), surgindo um fascículo adicional no corpo da vértebra de L5 (Cailliet, 2001; Campos, 2004; Norris, 1993).

O psoas maior, pelo facto de estar fixo em todas as vértebras lombares e possuir grande influência nesta região, o seu estudo biomecânico é de extrema importância para evitar lesões durante os exercícios de fortalecimento abdominal. Como potente flexor da anca, pode tracionar a pélvis para a frente aumentando a lordose nas vértebras lombares. No caso de não haver compensação dos músculos abdominais, desenvolve-se uma carga excessiva nas apófises articulares e nos discos intervertebrais da região lombar (Campos, 2004; Ebrahimi et al., 2005; Norris, 1993). Na posição bípede, o músculo psoas maior tende a fletir as vértebras lombares inferiores e a provocar extensão nas vértebras lombares superiores (Branco & Pereira, 1997; Cailliet, 2001).

No movimento de flexão do tronco, o reto abdominal e os oblíquos do abdómen fletam a coluna e o músculo psoasilíaco contrai-se para estabilizar a pélvis, compensando a retroversão, para que o tronco se aproxime da pélvis fixa sem criar uma situação de insuficiência ativa (Cailliet, 2001; Campos, 2004). Por exemplo, é mais difícil contrair um músculo quando as duas inserções se aproximam requerendo uma maior tensão e um maior número de recrutamento de unidades. Daí a importância da tonificação da região abdominal, para compensar o momento produzido pelo músculo psoasilíaco e evitar as forças lesivas sobre a coluna, principalmente nos discos e apófises articulares (Arokoski et al., 2001; Cailliet, 2001; Campos, 2004; Cittone, 1999; Gouveia & Gouveia, 2008; Norris, 1993). Na opinião de Campos (2004), a morfologia e a geometria do psoasilíaco mostram que este músculo não está estruturado para agir como principal agonista dado que os seus braços de alavanca são muito curtos para flexionar em exclusivo a coluna vertebral.

A propósito deste conceito, Campos (2004) refere que o exercício abdominal cuja posição inicial seja em decúbito dorsal e membros inferiores em extensão deixa o músculo psoasílico alongado e tenso. Na elevação do tronco, provoca-se uma desvantagem mecânica originando uma compressão vertebral elevada, com uma razão entre o nível de recrutamento e a sobrecarga de compressão de aproximadamente 1:10. Quando a posição se altera com a flexão dos joelhos e anca e pés apoiados, o músculo psoasílico é colocado numa posição mais vertical (com cerca de 70-80% da sua tensão total), reduzindo a razão entre o nível de recrutamento e a sobrecarga de compressão para valores de 2:5 e 1:1.

6. DESEQUILÍBRIOS MUSCULARES LOMBARES ANTERO-POSTERIORES

Na opinião de Massada (2001), não é possível compreender os desequilíbrios musculares sem primeiro fazer uma reflexão sobre o desenvolvimento postural filogenético, ou seja, a adoção do bipedismo. Esta nova postura traduziu-se por uma reorientação das superfícies articulares e massas musculares, sendo as mais atingidas a coluna vertebral, anca e joelho. A postura ereta e o funcionamento independente dos membros superiores aumentaram as exigências dinâmicas impostas à coluna vertebral que afetaram a posição da pélvis, sendo o elo de ligação entre o tronco e os membros inferiores (Cailliet, 2001; Massada, 2001).

Os músculos flexores do tronco perderam potência na posição bípede porque na posição quadrúpede tinham o papel de manter o arco da coluna, bem como de sustentar e proteger os órgãos da região abdominal. Adicionalmente, e como consequência observa-se a alteração desproporcional entre a força dos músculos da região abdominal e o músculo psoasílico (Guimarães et al., 1991). Contudo, estamos perante um esqueleto ainda não totalmente adaptado, principalmente no eixo axial da coluna e onde as lombalgias se tornam frequentes (Cailliet, 2001).

Assim, a região do corpo humano onde os desequilíbrios musculares são mais evidentes é na articulação da cintura pélvica com a coluna vertebral e membros inferiores. Segundo autores como Cailliet (2001) e Campos (2004), o desequilíbrio mais frequente na população sedentária e que está associado a disfunções lombosagradas denomina-se síndrome da pélvis cruzada. Esta traduz-se por uma hipertonia dos músculos responsáveis pela flexão da anca (psoasílico e reto anterior), bem

como, dos músculos extensores do tronco e por uma hipotonia dos músculos abdominais e dos extensores da anca (glúteos e isquiotibiais). Esta alteração afeta a inclinação pélvica, provocando uma anteversão da pélvis e, consequentemente, um aumento da lordose lombar (Norris, 1993).

Segundo Kapandji (1975), na posição anatômica correta, a espinha ilíaca antero-superior fica alinhada com a sínfise púbica. Quando esta se desloca anteriormente, provocada, por exemplo, pela hipotonia dos músculos abdominais, ocorre uma inclinação anterior da pélvis ou anteversão. Como esta se articula com a coluna e fêmur, ocorrem também análogas posturas, tais como: hiperextensão da coluna lombar ou hiperlordose, flexão da articulação da anca e rotação interna do fêmur, aquando anteversão excessiva (Cailliet, 2001). Assim, tendo por base estes argumentos, na execução de determinados movimentos como, por exemplo, no exercício abdominal temos de considerar a posição relativa destas articulações interligadas, para evitar riscos de lesão desnecessários.

Além disso, estudos desenvolvidos por Kapandji (1975) aquando de correção de uma hiperlordose lombar associada a uma anteversão da pélvis necessitam da ação dos músculos extensores da anca (isquiotibiais e, principalmente glúteos). Todavia e segundo o autor, o papel mais importante desta retificação deve ser feito ao nível da musculatura abdominal, principalmente o reto abdominal, pela sua vantagem mecânica relativamente aos músculos extensores da anca. Associado a este fortalecimento muscular, o alongamento dos músculos que estão retraídos, nomeadamente o psoasílfaco e extensores do tronco, são de extrema importância para reequilibrar a pélvis e devem ser prioritários porque podem inibir o movimento dos seus antagonistas. Isto é, o fortalecimento muscular é mais efetivo depois do alongamento dos músculos contraturados (Cailliet, 2001; Cittone, 1999).

Deyo & Weinstein (2001) concluíram que as contracturas musculares e as reações inflamatórias dos tecidos moles das articulações lesionadas são as principais causas de dor, sofrimento e incapacidade temporária, provocando rigidez na mobilidade da coluna lombar. Tal opinião é contrariada por Esola et al. (1996), que observaram níveis superiores de mobilidade do tronco, principalmente no plano sagital, em indivíduos com lombalgia. Apesar de não ser clara a relação de causalidade direta entre a dor lombar e a fraqueza muscular, Lee et al. (1999) relacionaram, no seu estudo prospetivo de 5 anos, a menor força dos músculos extensores do tronco relativamente aos músculos flexores como fator de incidência de lombalgia. De igual modo, o estudo

de Sjölie & Ljunggren (2001) constatou que a hipotonia dos estabilizadores da coluna lombar condiciona o aparecimento no presente e no futuro de lombalgia.

Gomes & Santos (1992) e mais recentemente McKune et al. (2012) são unânimes em afirmar que a contração dos músculos da parede abdominal aumenta a pressão intra-abdominal, constituindo uma proteção mecânica e estabilizadora da coluna lombar durante um esforço. Para corroborar tal conhecimento, Cailliet (2001) afirma que a falta de AF ou o desequilíbrio provocado por determinado exercício lombar associado a maus hábitos posturais, levam a um desenvolvimento muscular desequilibrado ou insuficiente para a manutenção de uma postura correta, criando assim um *stress* excessivo em alguns tecidos e ausência de solicitações noutros, ocasionando sintomatologia lombar. Todavia, apesar de existir convicção que o reforço da musculatura abdominal é uma prioridade na reabilitação de sintomatologia que envolva a coluna lombar, não existem evidências científicas conclusivas a esse respeito (Gunnarsson et al., 2011; Rantanen & Nykvist, 2000; Silfies et al., 2005; van Poppel et al., 2000).

A estabilidade dada à coluna vertebral durante a realização das atividades da vida diária é garantida, principalmente, pelo sistema muscular (Norris, 1995; O'Sullivan, 2000; Richardson et al., 1992; Smith et al., 1985). Quando este sistema se encontra debilitado, ou falha, há um aumento da sobrecarga nas articulações e ligamentos vertebrais (Hodges, 1999; Norris, 1995), podendo ocorrer uma disfunção lombar (Cailliet, 2001; Richardson et al., 1992). Segundo Critchley & Coutts (2002), a diminuição da força dos músculos do tronco surge como um fator de risco destacado na ocorrência da LI. Vários estudos confirmam que indivíduos com lombalgia apresentam, na maioria dos casos, uma diminuição significativa da força e da resistência muscular dos músculos estabilizadores vertebrais, comparativamente a indivíduos saudáveis (Costa & Palma, 2005; Ebrahimi et al., 2005; Gonçalves & Barbosa, 2005; Maher et al., 2005; Moffroid, 1997; Nourbakhsh & Arab, 2002; O'Sullivan et al., 2006a; Sung, 2003; Udermann et al., 2003).

Vários autores atribuem esta diminuição da força e resistência muscular a vários fatores, tais como: alto nível metabólico dos músculos anti-gravitacionais resultante de tensão constante; grande proporção de fibras tipo II nos músculos extensores do tronco, especialmente nos músculos multifídios; desequilíbrio na coordenação muscular, inadequada distribuição da força muscular extensora e descondicionamento

físico (Arokoski et al., 2004; Hodges, 1999; Maher et al., 2005; Pinheiro, 1998; Roussel et al., 2006; Yang et al., 2011).

Todos os músculos flexores e extensores do tronco são importantes estabilizadores da coluna vertebral lombar, mas são principalmente os músculos profundos multifídios e o transversos abdominal (Gouveia & Gouveia, 2008) com inserções nas apófises vertebrais lombares que, simultaneamente com a fáscia toracolombar, possuem a principal função de estabilização (Arokoski et al., 2004; Kolyniak et al., 2004; Maher et al., 2005; O'Sullivan et al., 2006b). Estudos desenvolvidos por vários investigadores como Lee et al. (1999); Mayer et al. (1985) e Trainor & Wiesel (2002) relatam que a estabilização da coluna vertebral é decorrente do rácio entre os músculos extensores e flexores do tronco. Estes autores mencionam que o rácio de referência para a população adulta da musculatura extensora vs. flexora do tronco é de aproximadamente 1:1,3.

Lee et al. (1999) referenciam que em indivíduos com lombalgia estes valores poderão estar alterados, e quando comparados com indivíduos saudáveis ou em risco da patologia, podemos encontrar rácios de 1:1,2 a 1:1,5. Na opinião de McGill (2006, 2007), casos de lombalgia estão relacionados a diferentes rácios de resistência entre os músculos extensores e flexores do tronco, e acontece quando a força e resistência muscular dos extensores é menor do que a dos flexores. Outra questão que se coloca é a relação entre a força e resistência destes grupos musculares. Curiosamente, o rácio foi de 3 e 3,5 para os músculos flexores do tronco nos indivíduos saudáveis e com lombalgia, mas também de igual valor para os músculos extensores nos indivíduos saudáveis. O rácio foi muito maior e significativo para os músculos extensores do tronco (5,3, $p=0.033$) naqueles indivíduos com história de lombalgia (McGill, 2007).

A estabilização pélvica é referida como uma das explicações para medir e aumentar os níveis de força da região lombar. Carpenter & Nelson (1999) avaliaram os ganhos de força dos músculos extensores do tronco em dois grupos que realizaram EF similares na posição de sentado, sendo que num grupo a zona pélvica estava estabilizada e no outro não. Os resultados mostraram ganhos de força muito superiores no grupo que realizou o EF com a zona pélvica estabilizada. No entanto, alguns autores têm vindo a questionar o total isolamento da musculatura extensora do ponto de vista da segurança mecânica, da funcionalidade para as tarefas diárias dos

indivíduos e até mesmo para o fortalecimento da musculatura alvo (Costa & Palma, 2005).

Outro argumento que importa esclarecer relaciona-se com o facto das estruturas musculares apresentarem funcionalidades diferentes. Assim, de acordo com Campos (2004) e Cailliet (2001), é possível classificar os músculos em fásicos (ou do movimento) e tónicos (ou posturais). A musculatura fásica, responsável pelo movimento intervém apenas voluntariamente, é suscetível à fadiga e particularmente afetada pela falta de uso, atrofiando. A musculatura tónica tem como função principal o controlo postural, trabalha sem a intervenção voluntária e apresenta, como patologia primordial, o seu encurtamento e rigidez. Na região pélvica, os músculos tónicos, que tendem a ficar rígidos, são o psoasíliaco e os extensores do tronco e os fásicos, que tendem a ficar fracos, são os da região abdominal e os glúteos.

Noutro ponto de vista, Panjabi (2003) concebeu um modelo conceptual de estabilização da coluna vertebral, em que descreve a interação de três subsistemas que interagem entre si, definindo-o como “zona neutra”, descrevendo-a como uma zona de movimento em que a solicitação muscular é mínima:

- a) Sistema passivo que integra os corpos vertebrais, articulações facetárias, cápsulas articulares, ligamentos espinhais, discos intervertebrais e que participam na estabilização da coluna vertebral por meio das suas propriedades viscoelásticas;
- b) Sistema ativo, o qual é constituído pelos músculos vertebrais e respetivos tendões;
- c) Controlo neural que recebe informações dos sistemas passivo e ativo, por meio dos recetores, e que tem o papel de captar as alterações de equilíbrio e determinar os ajustes específicos, por meio da musculatura vertebral, restaurando a estabilidade.

Quando um destes sistemas falha, os outros dois reorganizam-se por forma a garantir a homeostasia vertebral. Porém, muitas vezes, essa reorganização é inadequada sobrecarregando os subsistemas, promovendo uma cronicidade da instabilidade vs disfunção vertebral (Branco & Pereira, 1997; Gouveia & Gouveia, 2008; Panjabi, 2003; Richardson et al., 1992). Ou seja, na região inferior do tronco, o sistema ativo é constituído pelos músculos da região abdominal e lombar, o passivo é constituído pelas vértebras, discos e ligamentos e ambos são controlados pelos impulsos do

sistema nervoso (Campos, 2004; Imamura et al., 2001). Aquando de desequilíbrios ou fraqueza muscular, é o sistema passivo que irá estar mais propenso a lesões. Torna-se então importante, reforçar tanto o sistema ativo através do fortalecimento muscular, como solicitar o sistema neural através de EF para a percepção do movimento e das estruturas envolvidas (Cailliet, 2001; Hodges, 1999; Panjabi, 2003). Segundo Campos (2004), para alcançar esta estabilidade funcional vertebral é fundamental manter firme a parte central do tronco (*“core stability”*) para que os membros superiores e inferiores se possam mover de uma forma estável e eficaz. Para tal, os ossos e articulações devem mover-se livremente, os músculos devem estar fortes e flexíveis e o comando do sistema nervoso eficaz (Panjabi, 2003).

Um dos casos mais paradigmáticos é a prescrição de EF para a região abdominal, fazendo-nos pensar que não existe uma proposta consensual para o fortalecimento muscular efetivo desta região do corpo, contrariamente ao que acontece para outros grupos musculares (Airaksinen et al., 2006; American College of Sports Medicine, 2003; Leggett et al., 1999). Assim sendo, é essencial o conhecimento dos aspetos anatómicos, cinesiológicos e biomecânicos destas estruturas, porque apesar dos músculos abdominais terem uma função importante na manutenção da postura, na correção dos desequilíbrios pélvicos e, conseqüentemente, na prevenção de distúrbios lombares, uma má execução do EF pode ter um impacto negativo e lesivo na região lombar (Australian Acute Musculoskeletal Pain Guidelines Group, 2003; Cailliet, 2001; Campos, 2004; Norris, 1995).

Uma das principais preocupações dos profissionais de saúde e do exercício é adaptar os programas de EF a uma população com baixa condição física e cujo objetivo não é o rendimento, mas sim, a melhoria da sua funcionalidade e qualidade de vida. Se é notório algum debate no que se refere aos objetivos subjacentes ao EF, ele aumenta consideravelmente quando abordamos as questões relacionadas com a avaliação e prescrição de EF em indivíduos com lombalgia.

7. CLASSIFICAÇÃO DA LOMBALGIA

A dor é uma qualidade sensorial complexa, puramente subjetiva e frequentemente difícil de ser descrita ou interpretada. Atualmente é definida como sendo uma resposta desagradável a estímulos associados com um real ou potencial dano tecidual (Cardoso, 1999; Pinheiro, 1998). A dor é ainda influenciada por ansiedade, depressão e outras variáveis psicológicas, apresentando uma associação entre as características físicas dos estímulos e as funções motivacionais afetivas e cognitivas do indivíduo, desempenhando um papel de alerta, no sentido de que algo está errado (Andersson, 1999; Cailliet, 2001).

A fisiopatologia da dor engloba, além do conhecimento das estruturas do sistema nervoso periférico e central, a compreensão dos diferentes mecanismos dos vários neurotransmissores responsáveis pela estimulação nociceptiva que provocam a sensação de dor (Cardoso, 1999; Pinheiro, 1998). Os trajetos dos impulsos nervosos que dão origem à dor incluem: o sistema nervoso periférico, a medula espinal, o tronco cerebral, o tálamo e o córtex cerebral, podendo ser modulados em cada uma dessas regiões. O primeiro passo na origem do fenómeno sensitivo, o qual levará à dor, é a transformação dos estímulos ambientais em potenciais de ação que, através das fibras nervosas periféricas, serão transmitidas para o sistema nervoso central, tendo como resposta nociceptiva a percepção da dor (Cailliet, 2001; Cardoso, 1999; Pinheiro, 1998; Warwick & Williams, 1973).

A literatura tem apresentado uma classificação simples para melhor caracterizar a dor lombar baseando-se em dois aspetos fundamentais: (i) quanto ao tempo de duração da sintomatologia, descrevendo-a como aguda, subaguda ou crónica; (ii) e quanto à sua etiologia, caracterizando-a como lombalgia específica (dor lombar consequente de várias entidades nosológicas como: afeções congénitas, degenerativas, traumáticas, inflamatórias, infecciosas, neoplásicas, viscerais, entre outras) ou lombalgia inespecífica (aquela cujas causas não são identificáveis, mesmo com a solicitação de exames complementares de diagnóstico, e sem história clínica de acidente ou traumatismo) (Chaitow & Fritz, 2008; Imamura et al., 2001; Nelson, 2007; Snook, 2004). De salientar que os dois sistemas de classificação são independentes e, na prática clínica, encontra-se uma associação destas terminologias para definir as variadas formas clínicas da patologia (Australian Acute Musculoskeletal Pain Guidelines Group, 2003).

Na prática clínica quando a patologia lombar é enquadrada na duração da sintomatologia é possível distinguir (Bogduk, 2004; Imamura et al., 2001): (i) lombalgia aguda, quando estamos em presença de um episódio doloroso de início súbito, cujos sintomas duram menos de 6 semanas; (ii) lombalgia subaguda, em episódios dolorosos cujos sintomas se mantêm entre 6 e 12 semanas; (iii) lombalgia crónica, nos episódios dolorosos progressivos, cujos sintomas excedem as 12 semanas a partir do primeiro episódio de dor aguda.

A sintomatologia lombar aguda é predominante por volta dos 25 anos e estima-se que 80 a 90% dos indivíduos recuperam espontaneamente, com ou sem tratamento convencional (Imamura et al., 2001). No entanto, nestes casos, onde a patologia recupera espontaneamente, o índice de recidiva é alto e mais de 50% desses indivíduos acabam por apresentar um novo episódio dentro de 1 ano e 44% dos casos que sofrem esse segundo episódio evolui para a cronicidade (Bogduk, 2004). Episódios de lombalgia aguda são acompanhados por intensidades dolorosas capazes de comprometer potencialmente os níveis funcionais, sendo o tratamento conservador mais utilizado baseado no repouso seletivo, farmacológico e, em alguns casos, técnicas de terapia manual, acupunctura, termoterapia e electroestimulação (Nelson, 2007).

As lombalgias subagudas são consideradas como uma sequência negativa de um processo agudo não recuperado, sendo o seu tratamento praticamente igual ao indicado para a dor aguda (Göhner & Schlicht, 2006). Brazil et al. (2004) defendem que esta deveria ser considerada a fase crucial e, por conseguinte, de maior atenção, pois é onde se desencadeia ou não o processo seguinte de cronicidade. Grotle et al. (2007), tendo por base estudos prospetivos sobre a lombalgia aguda e subaguda, mostraram que a transição para a dor crónica é influenciada por vários fatores que são desconsiderados durante estas primeiras fases da patologia e que apenas são diagnosticados quando o processo de cronicidade já está instalado. As dores crónicas mais prevalentes na faixa etária dos 45 aos 50 anos são reconhecidas como uma síndrome altamente incapacitante demarcada por um processo de instalação progressivo, podendo ainda apresentar períodos de remissão ou de agravamento do quadro clínico (Tsukimoto et al., 2006). Göhner & Schlicht (2006) referenciam que o tratamento da lombalgia crónica é difícil de ser estruturado e afirmam a importância da prevenção na fase subaguda, já que neste período pode-se ter um forte indício se a dor lombar tenderá ou não para a cronicidade.

A propósito destes conceitos, Grotle et al. (2007) verificaram que 17% dos casos de doentes com dores lombares agudas não obteve melhorias completas do quadro doloroso após um ano do primeiro episódio. Isso pode evidenciar que a persistência de dor, mesmo em intensidades não tão elevadas, pode contribuir como fator de prognóstico para acomodação da cronicidade das dores lombares principalmente se estiverem associadas a outros fatores. Outro fator de risco não menos importante é manifestado pela história prévia de lombalgia, que representa um forte indício de riscos futuros, especialmente quando os episódios anteriores foram graves, frequentes e houve necessidade de tratamentos continuados e até cirurgia (Imamura et al., 2001).

8. ASPETOS CONCETUAIS DA LOMBALGIA INESPECÍFICA

A LI ou dor lombar não é uma doença nem um diagnóstico é apenas um sintoma que pode estar relacionado ou não com a patologia (Ehrlich, 2003). Ehrlich (2003) refere-a como uma dor com durabilidade variável numa determinada zona anatómica ou a ela referenciada, na maioria das vezes com uma causa indeterminada e relacionada com uma qualquer disfunção orgânica, mas só numa pequena minoria dos casos.

Burton et al. (2006), definem a dor lombar como uma sensação de desconforto ou dor localizada na região posterior do tronco, entre a parte inferior da grelha costal e a raiz dos membros inferiores, podendo estar ou não associada à lombociatalgia, em que a dor é irradiada para os membros inferiores através do nervo ciático por vezes acompanhada de espasmo nos músculos da região lombar. É um dos problemas mais sérios de incapacidade funcional e dor do contexto atual, exatamente pelo carácter complexo e âmbito multidisciplinar que assume, apresentando-se como um desafio contínuo em todas as áreas envolvidas direta ou indiretamente à saúde (Fritz, 2005; Smeets et al., 2008). Tsukimoto et al. (2006) descrevem que a dor lombar seria a denominação dada a todas as categorias de dor, com ou sem rigidez, que afetam a região inferior das costas entre o último arco costal e a prega glútea.

Segundo Australian Acute Musculoskeletal Pain Guidelines Group (2003) e Chaitow & Fritz (2008), o diagnóstico etiológico e preciso das lombalgias é difícil, porque estão em causa múltiplos fatores etiopatogenéticos e uma biomecânica complexa. No caso da lombalgia comum ou LI a sua etiologia parece ser fundamentalmente de origem mecânica, estando associado o conceito de instabilidade que pode ter como causa contígua a disfunção do disco intervertebral ou a alteração do equilíbrio de forças. Daí

que frequentemente se designa lombalgia discal, uma vez que faz pressupor o início da alteração do disco, sendo a instabilidade secundária a esse facto (Fritz, 2005). Bogduk (2004) especifica que os diagnósticos convencionais não revelam a causa da lombalgia, contudo a discografia (exame invasivo de contraste que mostra com precisão os espaços entre os segmentos da coluna vertebral) pode identificar a causa da dor, na cápsula articular zigapofisárias (em 15%-40%), nas articulações sacroilíacas (em cerca de 20%) e rutura interna do disco intervertebral (em mais de 40%).

No entanto, independentemente da heterogeneidade encontrada nos vários autores em relação aos aspetos conceptuais é unânime a ênfase dada ao elevado grau de incapacidade que esta patologia provoca e aos elevados custos que acarreta. Nesta perspetiva, a dor lombar pode ser considerada como um crescente e sério problema de saúde pública, sendo uma causa frequente de consultas médicas, quer na clínica geral, quer na ortopedia, neurocirurgia, ou mesmo, reumatologia (Delitto, 1994; Koltyn, 2002; Pereira, 1996). Além de ser causa frequente de morbilidade e incapacidade, a dor lombar revela uma prevalência nos países industrializados do hemisfério ocidental entre 58% a 85% e mais de 70% a nível mundial, representando um fator decisivo de perda de funcionalidade e de qualidade de vida dos indivíduos que padecem deste problema (Branco & Pereira, 1997; Koleck et al., 2006; Schneider et al., 2007).

Segundo Bucko et al. (2003), embora cerca de 85 a 90% das LI sejam passíveis de resolução sem cuidados médicos especiais entre 6 a 12 semanas, sendo que cerca de 45% dos indivíduos melhoram na primeira semana, a evolução da lombalgia é tipicamente recorrente, com taxas de recidiva entre 70 e 90%, sendo que em 40% destes indivíduos a sintomatologia torna-se crónica. Airaksinen et al. (2006) divulgaram um índice de recorrência da doença após o primeiro episódio de 44 a 78%, referindo ainda que 11 a 12% desses indivíduos com antecedentes de patologia lombar encontram-se hoje afetados pelas consequências negativas do quadro doloroso.

O impacto que a LI pode trazer à vida pessoal, social, mas também profissional do indivíduo é, normalmente, um indicador utilizado pelos investigadores nesta área. No entanto, esse impacto está necessariamente condicionado por variáveis específicas de cada indivíduo, perfil físico, psicológico e solicitações do meio, experiência anterior e nível cultural, mas também do meio social onde ele se integra (Nourbakhsh & Arab, 2002; O'Sullivan et al., 2006b; Risch et al., 1993). Assim é possível encontrar um

quadro clínico aparentemente semelhante em termos da fisiopatologia e da gravidade, com repercussões funcionais e psicossociais completamente distintas.

Entretanto, apesar dos inúmeros estudos e da vasta literatura disponível, muitos dos paradigmas que envolvem esta patologia ainda não foram esclarecidos e nesse conjunto de questões encontram-se os aspectos conceituais. Assim, tal como referido anteriormente observa-se atualmente uma diversidade de conceitos que procuram descrever em termos gerais a dor lombar, sendo que a maioria se restringe basicamente aos parâmetros anatómicos (Arokoski et al., 1999; Schneider et al., 2007).

Em indivíduos com LI nem sempre é possível identificar as alterações responsáveis pela sua dor e incapacidade funcional, sendo frequentemente o diagnóstico feito através dos sintomas referidos aquando das avaliações clínicas (Pinheiro & Gomes, 2002). Para além disso, os exames complementares de diagnóstico clínico nem sempre estão relacionados com a dor e incapacidade funcional. Segundo Borenstein et al. (1998), os exames complementares de imagem de diagnóstico, como a radiografia (RX), a tomografia axial computadorizada (TAC) e a ressonância magnética (RMN), muitas vezes apresentam discopatias a nível lombar sem que o indivíduo apresente sintomas, pelo que se torna contraditório assumir que as alterações observadas estejam relacionadas com os seus sintomas apresentados.

Face ao exposto, é frequente identificar-se na prática clínica, indivíduos com acentuada sintomatologia lombar que não apresentam qualquer patologia estrutural identificável em exames complementares de diagnóstico, nem etiologia específica, sendo, usualmente, diagnosticados como LI mecânica (Australian Acute Musculoskeletal Pain Guidelines Group, 2003; Fritz, 1998; Imamura et al., 2001; Schneider et al., 2007). Esta designação é o termo que designa dor lombar resultante de esforço físico e que é aliviada com o repouso.

A biomecânica do disco intervertebral e das facetas articulares demonstram que praticamente toda a estrutura anatómica do segmento lombar é capaz de produzir dor (Cailliet, 2001). As LI raramente são causadas por trauma direto, estando a sua origem relacionada fundamentalmente com fatores ocupacionais, tais como trabalho físico pesado, posturas estáticas, frequentes movimentos de flexão e extensão, inclinação e rotação num trabalho repetitivo do tronco, vibrações mecânicas (Burton et al., 2006; Chester et al., 2002; Imamura et al., 2001; Wang et al., 2000), fatores psicológicos e

psicossociais (Andersson, 1999; Caraviello et al., 2005; Robinson et al., 2005), mas também fatores individuais como a idade, sexo, postura (Imamura et al., 2001; Leeuw et al., 2007; Preuper et al., 2007; Robinson et al., 2005), antropometria (Toscano & Egypto, 2001), tabagismo (Girdler et al., 2005; Leboeuf-Yde, 1999; Unrod et al., 2004), condição física, mobilidade e força muscular (Cailliet, 2001; Chaitow & Fritz, 2008; Lee et al., 1999; Sjölie & Ljunggren, 2001).

Nourbakhsh & Arab (2002) no seu estudo com o objetivo de investigar a associação entre fatores ocupacionais e a ocorrência de LI concluíram que a diminuição de força muscular do tronco estava diretamente relacionada com a patologia. Porém, fatores estruturais como a lordose lombar, *tilt* pélvico, dismetria dos membros inferiores e a flexibilidade dos músculos abdominais, isquiotibiais e iliopsoas, não estavam relacionados com a ocorrência de dor lombar. Segundo Marras (2000), apesar do desenvolvimento tecnológico dos países industrializados diminuir cada vez mais os trabalhos de sobrecarga intensa pela maior automatização, as incapacidades originadas pelas dores lombares tendem a aumentar. Este facto é comprovado por Neubauer et al. (2006) quando especificam que mais de 1/3 dos indivíduos com LI revelam uma tendência a desenvolver um quadro de cronicidade, sugerindo assim uma sequência mais ampla que envolve outros fatores, para além das causas físicas.

A natureza das articulações vertebrais pela sua característica sinovial sofre alterações degenerativas ao longo dos anos, sendo estas, na maioria das vezes, secundárias à degeneração do disco. O disco com a sua particularidade gelatinosa, constituído essencialmente por água, vai diminuindo com a idade e acompanha a degeneração articular (Kapandji, 1975). Na opinião de vários autores, a dor lombar surge, na maioria das vezes, como consequências de alterações do disco intervertebral e das articulações intervertebrais, estando o seu agravamento dependente do movimento realizado (Cailliet, 2001; Imamura et al., 2001). Imamura et al. (2001) referem que em países industrializados esta doença é a principal causa de incapacidade em indivíduos na idade produtiva, ultrapassando até mesmo patologias como o cancro, o acidente vascular cerebral e a síndrome da imunodeficiência adquirida. Para estes autores, é considerada uma das afeções mais dispendiosas do aparelho locomotor e a segunda razão mais comum de procura de assistência médica em decorrência de dores crónicas.

Em Portugal, os estudos de prevalência de sintomatologia lombar são escassos e são maioritariamente realizados em meio hospitalar, tais como centros de saúde. Os

resultados de um trabalho de investigação realizado por Ponte (2005), desenvolvido num centro de saúde da região norte, evidenciaram uma prevalência de lombalgia de 49%, com um intervalo de confiança de 95%. Embora sem significado estatístico, as mulheres apresentaram uma prevalência de dor lombar superior à dos homens (54,2% vs 44,2%, respetivamente). Relativamente à idade, a autora verificou que a lombalgia tem maior prevalência no grupo de 50-65 anos, sendo mais frequente nos viúvos e divorciados comparativamente aos solteiros e casados (Ponte, 2005). Segundo esta autora, a abstinência ao trabalho devido a lombalgia foi de 18,6%, com uma média de 2,5 dias de faltas.

Brazil et al. (2004) demonstraram uma série de explicações que podem ser apresentadas como justificativas para a falta de etiologia atribuída às LI: (a) a inexistência fidedigna de correlação entre o diagnóstico clínico e as imagens de imagiologia; (b) o segmento lombar ser inervado por um inúmero e difuso sistema nervoso, tornando difícil determinar com precisão o local e causa da dor; e (c) não se verificar qualquer alteração histológica demonstrável. Segundo os autores referidos anteriormente, uma série de fatores podem desencadear as dores lombares inespecíficas, no entanto, na maioria das vezes, não estão relacionados nem às questões anatómicas nem fisiopatológicas visíveis.

Estima-se que 85% das lombalgias sejam inespecíficas e segundo Petersen et al. (2003) a falta de uma etiologia definida pela heterogeneidade do quadro clínico geram perplexidades sobre qual o tratamento mais indicado, levando a um alto índice de cronicidade. Neste contexto, numerosos autores (Reneman et al., 2002; Slade & Keating, 2007; Smeets et al., 2008) afirmam que a dor lombar inespecífica tornou-se um vasto problema socioeconómico pela vasta utilização dos cuidados de saúde e consequentes encargos envolvidos.

9. FATORES DE RISCO DA LOMBALGIA INESPECÍFICA

São vários os fatores responsáveis pela persistência do quadro crónico em indivíduos com LI, no entanto, na maioria dos casos clínicos, não são levados em consideração no processo de avaliação. São denominados fatores de risco e caracterizam-se como peculiaridades físicas, comportamentais, sociodemográficas, ocupacionais e psicológicas presentes em indivíduos que já desenvolveram a sintomatologia (Andersson, 1999; Andersson et al., 1998; Bogduk, 2004; Koleck et al., 2006). Bogduk

(2004); (2006) consideram como fatores de risco aqueles aspetos presentes em indivíduos que não desenvolveram ainda nenhum episódio de dor lombar, mas que fazem elevar o risco destes sofrerem de tal patologia no futuro. Estes fatores de risco devem ser levados em consideração quando se pretende executar uma intervenção preventiva de EF sobre uma determinada população, tentando minimizar a ocorrência de episódios de lombalgias agudas. Para Brazil et al. (2004), a análise minuciosa dos fatores de risco envolvidos, para além dos aspetos clínicos e físicos, pode ser uma vantagem quando estamos perante um doente com LI. Nesta perspetiva, Koleck et al. (2006) apontam que tais fatores são potencialmente capazes de influenciar não só no aparecimento de um episódio agudo, mas também, podem desencadear um processo de cronicidade numa dor lombar já instalada.

Segundo Imamura et al. (2001) os principais fatores inerentes à constituição do próprio indivíduo e que não são suscetíveis de serem modificados são o sexo, a idade e a raça. Em relação ao sexo, diversos estudos reportam que as mulheres têm uma maior prevalência e um grau de comprometimento funcional mais elevado em comparação com os homens (Leeuw et al., 2007; Preuper et al., 2007; Robinson et al., 2005). Na opinião de autores como Ponte (2005) e Silva et al. (2004) tal situação pode acontecer pelo facto das mulheres, além de estarem mais expostas a posturas viciosas desadequadas, mostrarem particularidades anatómicas, como fragilidades osteoarticulares e musculares, que predispõem ao surgimento de lombalgias mais debilitantes. Além disso, outras justificativas relacionadas aos aspetos psicológicos e culturais provocam uma tendência à somatização e, conseqüentemente, à maior propensão da dor lombar no sexo feminino (Andersson, 1999; Caraviello et al., 2005; Robinson et al., 2005).

No que se refere à idade, os estudos revelam uma associação direta e proporcional com a LI, ou seja, quanto mais nova for a faixa etária do indivíduo, menor a prevalência e menos complexa será a patologia (Kovacs et al., 2003). Gomes & Santos (1992) referem como fatores de risco juvenil a dismetria dos membros inferiores, as escolioses assim como o tipo de atividade desportiva. Estes fatores parecem estar associados à predisposição para o desenvolvimento de LI, sendo, no entanto, os resultados dos estudos controversos. Gonçalves (1994) menciona que as escolioses implicam concentrações assimétricas das forças vertebrais no plano frontal e a escoliose lombar, contrariamente à escoliose dorsal, é tida como causa de sintomatologia dolorosa.

Hestbaek et al. (2006) na sua pesquisa sobre a relação dos estilos de vida e dor lombar, realizado em 9600 gémeos dinamarqueses dos 12 aos 22 anos, encontraram uma associação positiva baixa, mas significativa, entre os hábitos tabágicos e LI presente e futura. Constataram também uma associação positiva entre o consumo de álcool e dor lombar esporádica e, uma associação negativa entre o consumo de álcool e dor lombar futura. Apesar de existirem diferentes estudos a reportar associações entre hábitos tabágicos e LI, Leboeuf-Yde (1999) preconiza que o tabagismo deva ser considerado apenas como um fraco fator de risco e não como uma causa definitiva de lombalgia. Autores como Andersson et al. (1998) e Mortimer et al. (2001) acrescentam mesmo que o tabagismo não tem qualquer contributo no aumento do risco de dor lombar. No entanto, Girdler et al. (2005) e Unrod et al. (2004) afirmam que a nicotina tende a diminuir os níveis de atenção e de percepção da dor, facto que pode encobrir os limites físicos impostos pelo quadro clínico doloroso, contribuindo para que a dor se acomode inconscientemente. Outros fatores de risco são referidos na literatura, apesar com uma menor frequência, como agentes para o desenvolvimento de uma LI, destacando-se: o uso indevido de fármacos, os distúrbios de sono, o suporte familiar, os conflitos laborais e o uso de drogas ilícitas (Kovacs et al., 2003).

Um dos fatores frequentemente implicados na LI é o excesso de peso, na medida em que provoca sobrecarga mecânica articular vertebral, podendo condicionar o aparecimento de doenças músculo-esqueléticas e consequente lombalgia. Autores como Bigos et al. (2009) e Toscano & Egypto (2001) referem que níveis elevados de peso corporal alteram o equilíbrio biomecânico postural durante as funções diárias, excedendo os limites toleráveis pelo sistema músculo-esquelético. Assim, segundo os autores, indivíduos com índice de massa corporal (IMC) elevado mostram uma maior prevalência para dores lombares e uma tendência em manter os quadros dolorosos já adquiridos. Entretanto, não existe consenso na literatura quanto a esta associação entre IMC e lombalgia. Por exemplo, os estudos de Mortimer et al. (2001) e Polito et al. (2003) demonstram que o aumento do IMC não se correlacionou com a prevalência de dores lombares, inclusive, estes autores, alertam para a possibilidade da cronicidade da LI estar também associada a valores de IMC abaixo do normal.

Também, Mirtz & Greene (2005) referem que a conjugação entre obesidade e LI é controversa uma vez que não existe documentação suficiente que a comprove, sendo para isso necessários mais pesquisas e dados epidemiológicos. Apesar da pouca evidência científica sobre a relação entre obesidade e a ocorrência de lombalgias, Mortimer et al. (2001) sugerem uma relação entre o aumento de massa gorda e dor

lombar, uma vez que, com o avançar da idade e aumento da massa gorda em particular da gordura abdominal, toda a estrutura da coluna vertebral suportará mais peso, o que implica um aumento de pressão nos discos intervertebrais, principalmente nos lombares, originando o aparecimento precoce de sintomas.

Outro dos fatores comumente implicados na LI são as atividades laborais. Diversas pesquisas epidemiológicas identificaram algumas situações relacionadas com os aspetos laborais como potencial promotora de distúrbios dolorosos para a coluna vertebral. Tais situações podem estar relacionadas aos aspetos físicos e psicológicos do indivíduo no seu ambiente de trabalho ou ocupação, tais como: atividades com sobrecarga física, tarefas repetidas com movimentações do tronco em rotação e torsão, posturas estáticas prolongadas e desmotivação laboral (Andersson, 1999; Bernard, 1997; Bigos et al., 2009; Burton et al., 2006; Chester et al., 2002; Comerford & Mottram, 2001; Rissanen et al., 2002; Wang et al., 2000). As disfunções vertebrais lombares são mais frequentes em indivíduos que realizam tarefas com manuseamento de cargas excessivas, principalmente em atividades laborais que obriguem ao levantamento e transporte de objetos pesados. Nestas situações, a coluna lombar sofre muita pressão, exigindo uma ação muscular mais intensa, principalmente da musculatura antero-posterior, que ao ultrapassar a normal funcionalidade do indivíduo o predispõe ao aparecimento precoce de sintomatologia dolorosa (McKune et al., 2012; Rantanen et al., 1994; Wang et al., 2000).

Tarefas repetitivas são também consideradas como agravantes num processo de dor lombar inespecífica, sobretudo, se elas envolverem movimentos de torsão e rotação vertebral (Bernard, 1997). As posturas viciosas e/ou a realização de movimentos repetidos podem levar a um maior desenvolvimento de determinados músculos em prejuízo de outros, gerando-se assim desequilíbrios musculares (Comerford & Mottram, 2001; Rissanen et al., 2002). No entanto, estes mesmos movimentos são agentes potencialmente causadores de microtraumatismos por esforço repetitivo que, na maioria das vezes, não são detetados em exames complementares propagando o processo doloroso (Bigos et al., 2009; Brereton & McGill, 1999).

As ações repetitivas caracterizam-se pela monotonia constante, situação que torna os indivíduos insatisfeitos com a sua atividade laboral, tornando-os mais sensíveis e predispostos a desenvolverem distúrbios osteoarticulares relacionados com o trabalho e consequentes dores lombares (Burton et al., 2006; Wang et al., 2000). Adicionalmente, diferentes autores como Bernard (1997); Cailliet (2001) e Chester et

al. (2002) referem que a postura sentada pode influenciar mais riscos para a coluna lombar, principalmente se for associada às flexões do tronco, pois nesta posição, os discos intervertebrais sofrem pressões constantes e, dependendo da curvatura realizada pela coluna, essa pressão pode ultrapassar bastante o próprio peso corporal. Vários autores relatam que a falta de movimento leva a um acúmulo de metabolitos, que provavelmente aceleram a degeneração dos discos e aumentam a probabilidade de estrangulamento do disco (Bigos et al., 2009; Brereton & McGill, 1999; Dunn et al., 2006).

Lee et al. (1999) concluíram que o desequilíbrio muscular entre os músculos extensores e flexores do tronco é um fator de risco determinante para a LI. Segundo os autores, existe uma diminuição de força dos músculos extensores mais acentuada do que dos flexores em indivíduos com lesões orgânicas na zona lombar. No entanto, existem outras teorias, suportadas por estudos que apontam o aumento da lordose lombar como fator desencadeante de dores lombares, sendo esta lordose, resultado de músculos abdominais fracos e de posturas sentadas prolongadas (Norris, 1995). Sobre a mesma temática, Nourbakhsh & Arab (2002), concluem que a diminuição da lordose lombar contribui para a compressão do núcleo pulposo, o que pode favorecer igualmente queixas lombares.

Em suma, no quadro da incidência e prevalência das LI é necessário considerar toda a diversidade de fatores de risco que contribuem, em maior ou menor escala, para o aparecimento de dores lombares. Num estudo prospetivo durante cinco anos de Hestbaek et al. (2003), referente ao decurso da lombalgia na população em geral, foram identificados três grupos: (1) grupo de indivíduos que nunca teve um episódio de dor; (2) grupo de indivíduos com episódios de dor lombar de curta duração; (3) grupo de indivíduos com episódios de dor de longa duração/dor recidivante. Destes grupos, o estudo considerou como mais importante, o facto de:

- mais de 1/3 dos indivíduos com história de lombalgia, no ano anterior ao do início do estudo, reportou crises com duração inferior a 30 dias;
- 40% dos participantes com episódios de dor, com uma duração inferior a 30 dias, no início do estudo, permanecia nesse mesmo grupo (1 e 5 anos mais tarde);
- apenas 9% daqueles que apresentaram dor com duração inferior a 30 dias, no primeiro ano, não a referia 5 anos depois;

- o risco de terem lombalgia, 1 e 5 anos após o início do estudo, para os indivíduos com dor lombar no ano inicial foi, respetivamente, 4 a 2 vezes superiores à daqueles que não a tinham.

Tais resultados sugerem que a dor lombar não deve ser considerada transitória nem ignorada, uma vez que tal situação pode levar ao reaparecimento de crises periódicas/temporárias e com tendência à cronicidade.

10. IMPORTÂNCIA DA ATIVIDADE FÍSICA/EXERCÍCIO FÍSICO NO CONTEXTO DA LOMBALGIA INESPECÍFICA

Atualmente está bem reconhecido na literatura que estilos de vida ativos induzem diferentes benefícios físicos, psicológicos, cognitivos ou sociais. Segundo Oliveira & Maia (2001), o conceito de AF tem sofrido uma série de alterações ao longo do tempo. Nunes (1999) definiu AF como qualquer movimento corporal realizado pelos músculos e em que resulta um gasto de energia superior à energia em repouso. Tendo em vista esta definição multidimensional da AF, podemos assim englobar todas as atividades realizadas pelas pessoas no seu dia-a-dia, tais como, as tarefas profissionais, as domésticas, as de lazer, lúdicas, desportivas, entre outras (Seabra et al., 2007).

Para Brown et al. (2003); (2004) a AF é fundamental para a promoção da saúde e, juntamente com outras mudanças comportamentais pode prevenir e controlar muitas patologias associadas à inatividade, prevenindo muitas das incapacidades associadas ao declínio da aptidão física, contribuindo para o melhor estado de saúde e bem-estar geral. Um estudo longitudinal realizado por Salminen et al. (1999) encontrou uma associação positiva entre os baixos níveis de AF e o aparecimento de LI. Também Sjolie (2003) verificou o efeito protetor nas queixas lombares das jornadas ativas, tipo caminhada ou uso de bicicleta, em detrimento das jornadas passivas, como o uso do transporte público 1 hora por dia, onde não encontrou nenhuma associação.

Todavia, e apesar desta evidência quanto aos potenciais benefícios da AF, a sintomatologia dolorosa e a perda de funcionalidade associada à lombalgia restringe, muitas vezes, a AF. Verbunt et al. (2005) mostraram que indivíduos com LI possuem maior intolerância nas tarefas diárias, tanto pelo desconforto álgico que provocam como pelo medo do movimento, resultando num declínio dos níveis globais de AF, podendo levar a um ciclo vicioso negativo. Por sua vez estes baixos níveis de AF durante períodos prolongados constituem-se como um fator relevante e predisponente

para o declínio do quadro funcional e, conseqüentemente para o desenvolvimento e persistência da LI, principalmente por associar também alterações psicológicas (Andersson, 1999; Bogduk, 2006; Koleck et al., 2006). A propósito, Burton et al. (2006) concluem que as implicações negativas do desuso estão documentadas e prendem-se com perdas dos níveis de força, resistência e flexibilidade.

Para além da menor permissividade e autorrestrição na atividade física habitual (AFH), Nunes (1999) reporta que a tolerância à prática desportiva é também afetada pela lombalgia, sendo variável de indivíduo para indivíduo e dependente da técnica utilizada, do grau do programa, intensidade da atividade desportiva, das motivações, da existência de eventuais lesões vertebrais prévias e da adequação do equipamento utilizado. Todavia e apesar desta maior intolerância dos indivíduos com dor lombar face à exercitação, tal como anteriormente referido, diferentes estudos (Chok et al., 1999; Gruther et al., 2009; Lee et al., 1999; McGill, 1998) têm vindo a demonstrar o potencial efeito do EF na redução do quadro clínico desta patologia.

Segundo Branco & Pereira (1997), a generalidade dos estudos aponta para o benefício dos programas de EF na sintomatologia lombar, contrariando-se a imobilização precoce e o desuso, mesmo na fase aguda, a qual não deverá ultrapassar as 48 horas. No entanto, ainda não é evidente qual será o período de tempo necessário e ideal para que os resultados sejam observados. Num estudo realizado por Maul et al. (2005), onde foram avaliados 183 indivíduos com LI, submetidos a sessões em grupo de EF (3, 6 e 12 meses), verificou-se que mesmo após 3 meses de programa de EF foram observadas melhorias na CF, sendo verificadas, no entanto, melhorias mais evidentes no grupo que realizou o protocolo durante 6 meses. Contudo, estes autores alertam que, apesar de 3 meses de EF terem sido suficientes para a melhoria da funcionalidade, foram necessários 12 meses de protocolo para se verificarem melhorias no quadro da dor subjetiva.

Numa pesquisa efetuada em Inglaterra entre 1966 a 1993 por Lahad et al. (1994), verificou-se que programas de intervenção baseados no trabalho de flexibilidade e de reforço muscular dos flexores e extensores do tronco, conjugados com trabalho aeróbio, contribuem para diminuir, tanto a incidência, como a duração da LI. Segundo os mesmos autores, são principalmente as técnicas de fortalecimento muscular e de flexibilidade da coluna vertebral que contribuem para a diminuição e severidade da lombalgia. Jones et al. (2007) concluíram que o efeito de um programa de 8 semanas

de EF em 27 adolescentes portadores de LI contribuiu para a redução da prevalência e severidade da sintomatologia face ao grupo de controlo.

Para autores como Hayden et al. (2005) e Liddle et al. (2004), os programas de EF de tronco baseados em fortalecimento muscular e de alongamento, parecem ser aqueles que melhor contribuem para a melhoria da funcionalidade e diminuição da sintomatologia da dor lombar. O conceito de força representa, numa perspetiva cinesiológica, a conjugação de força máxima, de potência e de resistência de força (Pinheiro, 1998). Segundo este autor, a força máxima é a maior quantidade de trabalho voluntariamente disponibilizado pelo músculo; a potência representa a rapidez de execução para uma dada resistência e a resistência de força deve ser entendida como a capacidade muscular de resistir à fadiga.

Embora a potência muscular seja importante num contexto alargado de funcionalidade, de um modo geral, a literatura tem focado o seu interesse prioritário nas manifestações da força máxima e da resistência de força (Bigos et al., 2009; Brereton & McGill, 1999; Pinheiro, 1998; Risch et al., 1993). Dentro destes tipos de força, a resistência de força é aquela que a literatura aponta como sendo mais relacionada com a sintomatologia da lombalgia. De acordo com McGill (2006), enquanto a componente força muscular parece ter pouca ou nenhuma relação com a lombalgia, no contexto de causa/efeito, a fraca resistência dos músculos antero-posteriores do tronco vocacionados para reagirem à força de gravidade pode promover disfunções lombares. Assim, segundo este autor, uma coluna vertebral bem estabilizada requer músculos resistentes e não necessariamente músculos fortes, devendo então os programas de EF dar prioridade à resistência muscular.

Carpenter & Nelson (1999) salientam igualmente a importância da utilização de métodos de reabilitação que incluam EF com resistências progressivas, com o intuito de restabelecer a função músculo-esquelética através do fortalecimento da musculatura lombar antero-posterior, mas com a necessidade de uma pélvis estabilizada aumentando, desta forma, a área de secção transversal do músculo. Aquando do tratamento e/ou avaliação dos músculos extensores do tronco sem estabilização pélvica, o movimento de aproximadamente 110° é conseguido pela retroversão pélvica (obtida pelos músculos glúteos e isquiotibiais), constatando-se ao longo desta amplitude, que as vértebras lombares mantêm a sua posição. Estudos desenvolvidos pelos autores supracitados mostram-nos que quando a pélvis se encontra estabilizada em dinamómetro MedX® os músculos extensores do tronco

movimentam a coluna lombar na sua plenitude em cerca de 72°. Assim sendo, os resultados podem ocorrer através da utilização de uma série de 8 a 15 repetições, uma vez por semana, demonstrando que os indivíduos com sintomatologia lombar apresentam uma redução significativa na dor, aumentos de força e resistência muscular, bem como aumento da mobilidade articular lombar. O EF baseado em programas de fortalecimento muscular, desde que personalizado e ministrado por profissionais competentes, parece constituir uma boa opção, quer na melhoria da redução da dor lombar, quer na melhoria da CF (Hayden et al., 2005; McGill, 2007).

Na opinião de McGill (2007), o EF quando bem orientado é fundamental para a grande maioria dos indivíduos com LI. A importância de se considerar em que fase a patologia lombar se encontra é fundamental para a prescrição de qualquer programa de EF de reabilitação e de prevenção (Koumantakis et al., 2005). O objetivo é sujeitar o tecido muscular a sobrecargas capazes de aumentar a secção transversal do músculo, aumentando assim a sua resistência e força, evitando, no futuro, cargas excessivas que poderão agravar a debilidade estrutural existente (McGill, 1998). Todavia, independentemente do sexo, o tipo de exercícios, a intensidade, a frequência e a duração ideais permanecem ainda pouco investigados (Chok et al., 1999; Liddle et al., 2004).

A propósito destes conceitos, McGill (2007) desenvolveu um programa de EF para a coluna vertebral envolvendo 5 fases: (1) dar prioridade ao padrão de movimento fisiológico com exercícios de correção vertebral; (2) conceber um único segmento vertebral e estabilizar todas as suas articulações; (3) estimular a resistência muscular; (4) realizar trabalho de reforço muscular; (5) desenvolver velocidade, potência e flexibilidade dos músculos vertebrais. Segundo a sua perspetiva, o aumento da resistência muscular é das fases mais importantes no sentido de manter a estabilização dos padrões vertebrais, sendo conseguida com contrações isométricas relativamente curtas de 7 a 8 segundos. Em conformidade, o mesmo autor num estudo anterior refere que a resistência dos músculos antero-posteriores de tronco é conseguida com repetidas séries de EF isométrico aumentando as repetições em vez de aumentar o tempo de contração muscular e com períodos curtos de relaxamento (McGill, 2006).

Também, Houghlum & Perrin (2005) referem que o exercício isométrico está normalmente associado a um programa de EF de resistência muscular, não sendo necessário realizar contrações musculares superiores a 10 segundos. Tempos de

contração superiores a 10 segundos, segundo os autores, não são possíveis de manter em contração máxima devido à fadiga (início da contração isométrica a tensão é 100%, aos 5 segundos de contração a tensão relativa é de 75% da contração inicial, sendo aos 10 segundos apenas de 50%). Assim, os autores recomendam que sejam privilegiados em termos de volume de treino, o número de repetições e a frequência diária. Contudo, tais condições estão dependentes do contexto fisiológico do músculo ou músculos envolvidos, isto é, da funcionalidade da parte do corpo que se pretende exercitar e da fase em que se encontra o processo de recuperação.

Fleck & Kraemer (1987) propõem que ganhos de força isométrica são resultantes de um pequeno número de contrações de longa duração ou de um aumento do número de contrações mas de curta duração. Em relação à frequência de tratamento, a exercitação diária parece ser a mais indicada como tendo melhores resultados no ganho de força isométrica. Houghlum & Perrin (2005) referenciam ganhos de força de cerca de 5% por semana após estimulação diária da força isométrica a 2/3 da força máxima, durante 6 segundos. De acordo com estudos realizados por Fleck & Kraemer (1987) os ganhos de força isométrica tornam-se difíceis de avaliar devido a estarem relacionados com o número de contrações realizadas, com a duração contrátil muscular, se contração submáxima ou máxima, mas também, com a frequência do próprio programa.

O tratamento da LI baseado na aplicação do EF encontra-se bastante divulgado e engloba um conjunto de metodologia de intervenção bastante heterogéneo que apresenta inúmeras variações no que se refere à carga aplicada (intensidade, frequência e duração do EF). Segundo Hayden et al. (2005), podemos efetuar uma caracterização do tipo de recuperação física utilizada de acordo com o modelo do programa, tipo de aplicação, dosagem ou intensidade, inserção de intervenções adicionais e tipo de EF. Relativamente ao modelo do programa de EF, este pode ser:

- Individual, onde o terapeuta, após uma completa anamnese clínica do indivíduo e um exame físico pleno, elabora um programa específico;
- Parcialmente individual, onde o programa inclui o mesmo tipo de EF, mas com variações na intensidade ou duração, ou em ambas;
- Padrão, quando um programa fixo de EF é prescrito a todos os participantes.

Na ideologia de Hayden et al. (2005) e relativamente ao contexto de aplicação do EF, este pode ser:

- Realizado em casa, onde os doentes, após uma consulta com o profissional de saúde, iniciam um programa de EF sem supervisão;
- Realizado em casa com supervisão, onde os participantes no programa têm um controlo por parte do profissional de saúde, no mínimo de 6 em 6 meses;
- Supervisão em grupo, onde o EF é aplicado em sessões com 2 ou mais participantes;
- Supervisão individual, quando os participantes recebem uma supervisão ou intervenção individual vs permanente.

Segundo Hayden et al. (2005), a duração do programa de EF condiciona a sua carga, sendo que uma duração de 20 horas ou mais de intervenção é considerado de elevada carga. Quanto ao tipo de EF utilizado nos programas de tratamento, encontramos uma variedade grande de intervenções (Hayden et al., 2005; McGill, 2007; Pinheiro, 1998):

- EF de fortalecimento muscular, cujo objetivo é o aumento da área da secção transversal do músculo e da sua força;
- EF de alongamento, com a finalidade de aumentar a amplitude articular de determinada articulação ou série de articulações, com o subsequente aumento de amplitude de movimento;
- EF de coordenação, que incluem o tratamento e uso de determinados exercícios para melhorar a eficácia ou propriocepção de determinados movimentos;
- Exercícios de mobilização ou de flexibilidade, utilizando exercícios repetitivos controlados sobre a amplitude normal articular;
- EF aeróbios, que são adicionados às atividades da vida diária e prescritos numa dose específica, como por exemplo: caminhar, nadar ou andar de bicicleta.

No entanto, Hayden et al. (2005) no seu estudo de metanálise vão mais longe, sugerindo que a estratégia mais eficaz no tratamento da LI parece ser a utilização de programas individuais de EF que deverão ser ministrados individualmente, numa base *one-on-one*, com uma supervisão regular procurando encorajar o doente em manter os níveis elevados de aderência. Esta ideologia é corroborada por vários autores (Airaksinen et al., 2006; American College of Sports Medicine, 2011; Houghlum & Perrin, 2005) ao afirmarem que tais programas fomentam a relação de confiança entre os profissionais e doentes, dando-lhes um *feedback* contínuo da progressão, estimulando-os para a prática regular e continuada de EF. Estes autores fomentam

programas de força, quer isométricos (particularmente importantes nos principiantes, mais debilitados e nas fases iniciais do programa de intervenção), quer dinâmicos, na sua vertente concêntrica ou excêntrica, e com a possibilidade de progressão fácil, seja no aumento da carga como no número de repetições ou séries.

São múltiplas as razões para a prescrição de EF dirigido à musculatura flexora e extensora do tronco, sendo a reabilitação e a prevenção da disfunção o motivo principal (Koumantakis et al., 2005). Tal como referido anteriormente, o objetivo da prescrição do EF no contexto da LI é sujeitar o tecido muscular a sobrecargas capazes de promover uma tonicidade adequada, evitando, no futuro, cargas excessivas que poderão agravar a debilidade estrutural existente (McGill, 1998). Várias hipóteses podem ser consideradas para explicar o papel do EF na manutenção dos músculos do tronco e na contribuição para a sua recuperação, as quais salientamos: (i) estimular a hipertrofia do tecido muscular; (ii) retardar diversos processos degenerativos; (iii) facilitar a nutrição do disco intervertebral sendo eficaz no tratamento de disfunções da coluna em comparação com meios de intervenção passiva, programas de flexibilidade, ou mesmo, cirurgia (Barbosa, 2001; Bigos et al., 2009; Brazil et al., 2004; Brereton & McGill, 1999; Bucko et al., 2003; Burton et al., 2006; Dunn et al., 2006; Pinheiro, 1998).

Todavia, apesar de ser reconhecida a importância e eficácia dos programas de EF na lombalgia existem ainda algumas questões que permanecem por esclarecer (Airaksinen et al., 2006; American College of Sports Medicine, 2003; Leggett et al., 1999; McGill, 1998, 2006, 2007): (1) Será que os programas de EF que envolvem uma intervenção multidisciplinar são os mais eficazes? e (2) Qual a duração, intensidade e frequência de tratamento ideal para se observarem diminuição da dor e aumentos de funcionalidade?

Na generalidade, para o treino de força na maioria dos adultos saudáveis e com o objetivo de melhorar a hipertrofia muscular, sugerem-se as seguintes recomendações (American College of Sports Medicine, 2006):

- Utilizar cargas submáximas: 60 a 80% de 1 repetição máxima (RM)
- Ritmo de execução: moderado a lento
- Número de repetições em cada série: entre 8 a 20
- Número de séries: entre 3 a 5
- Intervalo de repouso: de 2 a 3 minutos

Apesar de existirem numerosas questões, o American College of Sports Medicine (2003, 2011) sugere um conjunto de referências para o programa de EF dirigido a indivíduos, quer sejam iniciantes no tratamento, sedentários ou que possam ter alguma disfunção osteoarticular do tipo LI (quadro 1).

Quadro 1: Programas de EF. Adaptado de American College of Sports Medicine (2003, 2011)

Programas de EF	Objetivos	Intensidade	Frequência
EF de fortalecimento dos flexores do tronco	↑ a força abdominal	> 50 anos: 10 a 15 repetições/dia	≥ 2 x p/ semana
EF de fortalecimento dos extensores do tronco	↑ a força dos músculos extensores	< 50 anos: 8 a 12 repetições/dia	

Segundo American College of Sports Medicine (2003, 2011) e Kraemer et al. (2002), as orientações para a prescrição de EF para indivíduos com dor lombar deverão ser similares às dos indivíduos saudáveis mas com ajustes apropriados ao quadro clínico em causa. Os principais objetivos são o de promover a estabilidade músculo-esquelética diminuída pela dor e inatividade, melhorar a tolerância ao EF e aumentar a força e resistência muscular. Para esta situação, Kraemer et al. (2002) aconselham um programa de EF baseado em utilizar:

- Cargas submáximas de 40 a 50% de 1RM
- Ritmo de execução: moderado
- Número de repetições em cada série, com o objetivo de força: entre 10 a 15
- Número de repetições com o objetivo de resistência: entre 15 a 20
- Número de séries: entre 2 a 4
- Progressão gradual acrescentando mais repetições por série e/ou incentivar a frequência semanal
- Intervalo de repouso: de 2 a 3 minutos
- Intervalo entre as sessões de EF: 48 horas

Importa referir que o aumento dos níveis de força muscular ocorre através da aplicação de sobrecargas progressivas. Neste sentido, tal como referido anteriormente, indivíduos com LI não são diferentes de indivíduos assintomáticos que pretendam melhorar ou manter os seus níveis de força muscular. Isto é, só é possível obter resultados através da aplicação de uma metodologia de intervenção que promova uma constante adaptação da intensidade da carga para atingir um objetivo específico. Segundo McGill (2006), a intervenção com protocolo de força isométrica para os músculos antero-posteriores do tronco é conseguido aumentando as repetições por séries e frequência semanal em vez de aumentar o tempo de contração muscular.

Outros autores referem que as características notáveis de um programa de força incluem a utilização de ações musculares concêntricas e excêntricas, bem como de exercícios uni e pluri-articulares (Cailliet, 2001; McGill, 1998; Pinheiro, 1998). É recomendável que se otimize a intensidade dos programas de EF onde sejam feitos inicialmente os exercícios poliarticulares e mais intensos, assim como progredir dos grandes para os pequenos grupos musculares (Fritz, 2005; Kraemer et al., 2002).

Kolber & Beekhuizen (2007) referenciam que todo o EF orientado para o fortalecimento da coluna lombar deve recrutar músculos capazes de promover a estabilização da coluna pelo treino de padrões de ativação muscular. A estabilidade da coluna é indispensável para que movimentos de amplitude exagerada, passíveis de comprometer a zona lombar, não ocorram, diminuindo assim os sintomas de dor e risco de lesão. Segundo os autores supracitados, a estabilização pode ser dividida em estática e dinâmica. Quando levantamos ou empurramos um peso colocamos a coluna numa forma rígida para aumentar o torque e estabilizar o tronco, chamando-se estabilização estática. A estabilização dinâmica exerce-se através de ativação neurológica do sistema muscular, capacidade muscular direta e tensão passiva, requerendo coordenação no recrutamento da musculatura estabilizadora local. Após uma disfunção músculo-articular, o sistema de estabilização dinâmica é por norma afetado. Para Fleck & Kraemer (1987) o programa de estabilização estática consiste em EF de resistência muscular isométrica onde não ocorre nenhuma alteração a nível do comprimento do músculo.

Parece existir consenso na literatura quanto à necessidade da utilização de exercícios dinâmicos de condicionamento muscular no tratamento da LI (Bogduk, 2004). No entanto, parece não existir concordância quanto à intensidade, duração e frequência de EF a utilizar (Airaksinen et al., 2006; Carpenter & Nelson, 1999; Costa & Palma, 2005; Danneels et al., 2001; Gunnarsson et al., 2011; Leggett et al., 1999; van Poppel et al., 2000). Todos estes autores alertam para a necessidade da utilização do princípio da sobrecarga quando o objetivo é o aumento da tonicidade muscular, isto é, necessidade de treinar um sistema ou tecido acima do nível a que o mesmo está habituado a ser solicitado para que os efeitos do programa de EF ocorram.

Danneels et al. (2001) realizaram um estudo onde sujeitaram 3 grupos de doentes com dor lombar a três tipos de EF diferentes, com vista a medir aquele que apresentava melhores resultados no aumento da secção transversal do músculo multifídios lombar. O primeiro grupo (G1) realizou apenas exercícios de estabilização,

a 30% do seu máximo, em tarefas do dia-a-dia, onde lhes era pedido que mantivessem a lordose lombar fisiológica. Os outros dois grupos, G2 e G3, realizaram exercícios dinâmicos realizando 3 séries de 3 exercícios a 70% da contração voluntária máxima e com uma velocidade de 2/2 o que permitia 15 a 18 repetições até atingir fadiga. A diferença entre G2 e G3 foi a introdução, neste último, de uma contração isométrica de 5 segundos entre a fase concêntrica e excêntrica de cada repetição. Os exercícios com o objetivo de promover uma forte ativação da musculatura extensora lombar foram os seguintes: (1) extensão alternada do membro inferior com três apoios no solo, anca e ombro fletidos a 90°; (2) extensão do tronco até ao ponto máximo, partindo da posição de decúbito ventral no solo; (3) extensão da pélvis por elevação dos membros inferiores em extensão até ao ponto mais alto possível, com o tronco apoiado e estabilizado até à zona pélvica, em decúbito ventral num patamar elevado. O único grupo com resultados significativos no que respeita ao aumento da secção transversal do músculo multifídios foi o G3, sugerindo assim, que os exercícios dinâmicos alternados e combinados com exercícios isométricos são mais eficientes na sua hipertrofia.

Sobre a mesma ideologia, Pinheiro (1998) descreve várias referências clínicas e cinesiológicas relativas às técnicas de fortalecimento muscular em medicina de reabilitação. Segundo este autor, o trabalho muscular isométrico está mais adequado à fase aguda e subaguda do processo lesional onde a dor, exsudação articular, aumento da pressão compartimental e contratura muscular desaconselham a execução de movimento ativo. O objetivo deste trabalho isométrico é a manutenção e o aumento dos níveis de força máxima (coordenação, secção muscular e resistência de força), apresentando-se as seguintes sugestões (Pinheiro, 1998):

- 3 – 5 segundos de contração, 90% a 100% - força máxima (coordenação intramuscular);
- 6 – 10 segundos de contração, 70% a 90% - força máxima (superfície de secção, número e espessura de fibras)
- 30 – 120 segundos de contração, 30% a 50% - força resistência (capacidade de resistir à fadiga).

Na opinião de Pinheiro (1998), o fortalecimento dinâmico concêntrico tem como objetivo a manutenção ou aumento de volume e da força muscular. O trabalho excêntrico, com o objetivo do aumento de força máxima e velocidade exige uma completa integridade das estruturas anatómicas e é prescrito para fases mais

avançadas no programa de reabilitação muscular. No trabalho isotônico concêntrico são parâmetros técnicos importantes, o número de repetições em cada série, o número de séries, o tempo de repouso, a percentagem de força externa relativamente à resistência máxima (RM), a velocidade de execução e os limites angulares no segmento onde decorre a contração muscular. Para este tipo de programa, sugere-se as seguintes diretrizes (Pinheiro, 1998):

- Força máxima, coordenação intramuscular, 1-5 repetições, 85%-100% RM, velocidade elevada;
- Força máxima, secção muscular, 6-12 repetições, 70%-80% RM, velocidade moderada;
- Potência de força, 8-10 repetições, 60% RM ou superior, velocidade muito elevada;
- Resistência de força, 20-60 repetições, velocidade baixa.

A propósito destes conceitos, Houghlum & Perrin (2005) mencionam que para um ganho de força muscular equivalente a 90%, é necessário uma intensidade alta de 3 a 9 repetições, enquanto para ganho de resistência muscular será necessária uma intensidade baixa e 20 ou mais repetições, representando 70% RM. Assim sendo, se o objetivo for o aumento de força muscular, 10 repetições em cada série são suficientes. No entanto, se o objetivo for de aumentar a resistência muscular é conveniente realizar entre 15 a 20 repetições, referindo que os EF (força e resistência) quando realizados em conjunto não são tão eficazes como quando executados separadamente. Em relação ao tempo de repouso, aconselham 60 segundos após contrações isométricas e entre 30 a 60 segundos após contrações dinâmicas.

Segundo McGill (1998), apesar do potencial do exercício de reforço muscular, os programas que envolvem uma intervenção multidisciplinar parecem ser os mais eficazes. Por exemplo, segundo os autores a utilização de exercícios aeróbios como a marcha é igualmente importante. Para além disso, estes autores falam da aproximação do EF às atividades da vida diária. Assim sendo, concluem que não existem programas ideais para as dores lombares, devendo optar-se por aqueles que mais se apropriam a cada caso, sabendo que, moderação e paciência são normas muito importantes atendendo a que o aumento da funcionalidade e a diminuição da dor poderão não ocorrer antes dos três meses.

Assim e, tendo por base a literatura por nós consultada, é clara a existência de uma grande diversidade e debate relativamente aos métodos mais eficientes para a alteração dos níveis de dor e funcionalidade em indivíduos com LI, existindo assim, a necessidade de uma investigação contínua para o seu aprofundamento.

III. METODOLOGIA DO ESTUDO

1. DESENHO DO ESTUDO

O presente trabalho decorreu entre Abril de 2011 e Novembro de 2011 com três momentos de avaliação: M1 (primeiro momento de avaliação correspondente ao início do protocolo de EF); M2 (segundo momento correspondente ao momento intermédio, decorridos 3 meses do protocolo de EF); e M3 (terceiro momento que corresponde ao final do protocolo de EF). O desenho do estudo está descrito Tabela 1.

Tabela 1 - Desenho do Estudo

CRONOGRAMA DO ESTUDO		
Momento 1		
Avaliação isométrica da força - Biodex System		
Avaliação da dor - Escala EVA	Início:	Final:
Avaliação da funcionalidade - Questionário Oswestry	09/04/2011	30/04/2011
Avaliação da mobilidade lombar - Método Schober modificado		
Avaliação da AF - Questionário Baecke		
Protocolo de EFI	3 meses de EF (11/04 a 01/07/2011)	
Momento 2		
Avaliação isométrica da força - Biodex System		
Avaliação isocinética da força a 90º e 120º/seg. - Biodex System		
Avaliação da dor - EVA	Início:	Final:
Avaliação da funcionalidade - Questionário Oswestry	09/07/2011	30/07/2011
Avaliação da mobilidade lombar - Método Schober modificado		
Avaliação da AF - Questionário Baecke		
Percepção subjetiva de esforço - Escala Borg modificada		
Protocolo de EFD	3 meses de EF (18/07 a 07/10/2011)	
Momento 3		
Avaliação isométrica da força - Dinamómetro Biodex		
Avaliação isocinética da força a 90º e 120º/seg. - Biodex System		
Avaliação da dor - Escala EVA	Início:	Final:
Avaliação da funcionalidade - Questionário Oswestry	12/10/2011	05/11/2011
Avaliação da mobilidade lombar - Método Schober modificado		
Avaliação da AF - Questionário Baecke		
Percepção subjetiva de esforço – Escala Borg modificada		

Os três momentos de avaliação da força muscular foram realizados nas instalações da Escola Superior de Tecnologia e Saúde do Porto (ESTSP) durante quatro fins de semana consecutivos. Após as avaliações e na segunda-feira imediatamente a seguir os indivíduos de cada grupo de intervenção iniciaram os respetivos programas de EF.

2. CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

A amostra inicial deste estudo foi constituída por 102 adultos voluntários de ambos os sexos portadores de lombalgia inespecífica selecionados nas seguintes instituições de saúde da cidade do Porto: INC (Instituto Neurociências), HPP (Hospitais Privados Portugal) e CTM (Centro Terapia Manual). A amostra foi aleatoriamente dividida por três grupos: grupo flexor (GF) submetido a um protocolo de fortalecimento dos músculos flexores do tronco; grupo extensor (GE) submetido a um protocolo de fortalecimento dos músculos extensores do tronco e grupo controlo (GC) que não foi submetido a nenhum protocolo de EF.

Os critérios de inclusão da amostra, após consulta médica da especialidade abrangeram:

- Indivíduos com sintomas de LI referida há menos de 3 meses, com ou sem irradiação para membros inferiores;
- Ausência de internamento hospitalar devido a sintomatologia aguda;
- Ausência de outro tipo de patologia associada que pudesse interferir na prática de EF específico, assim como, na avaliação de todos os parâmetros fisiológicos do estudo;
- Participação assídua, igual ou superior a 70% ao programa de EF proposto, no caso dos grupos experimentais.

Consideramos os seguintes critérios de exclusão:

- Antecedentes de infeção, inflamação, tumor ou cirurgia da coluna vertebral;
- Sinais de compromisso radicular, tais como, alteração dos reflexos neurológicos, alteração da sensibilidade e diminuição da força membros inferiores;
- Possibilidade precedente de fratura, deformidades estruturais, nomeadamente, cifoses, hiperlordose lombar, espondilólise ou espondilolistese;
- Envolvimento em qualquer tipo de tratamento, físico ou farmacológico que pudesse comprometer o protocolo experimental;
- Participação em programas de EF orientados por profissionais de exercício;
- Ausência a um dos momentos de avaliação.

Atendendo aos critérios anteriormente referidos, dos 102 indivíduos iniciais 17 foram excluídos do estudo por ausência a um dos momentos de avaliação (GF: 10; GE: 1; GC: 6). Adicionalmente, destes 85 indivíduos após tratamento estatístico foram

excluídos 4 enquanto *outliers* (GF: 1; GE: 2; GC: 1). Assim, a amostra final foi constituída por 81 indivíduos, 37 do sexo masculino (45,7%) e 44 do sexo feminino (54,3%), com idades compreendidas entre os 21 e 71 anos. As principais características da amostra estão descritas na tabela 2.

Tabela 2: Caraterização geral dos 3 grupos do estudo

Variáveis	Grupos			Total amostra (n=81)
	GF (n=24)	GE (n=31)	GC (n=26)	
Masculino, n (%)	10 (41,7)	16 (51,6)	11 (42,3)	37 (45,7)
Feminino, n (%)	14 (58,3)	15 (48,4)	15 (57,7)	44 (54,3)
Idade (anos)	39,4 ± 8,3	43,3 ± 10,7	46,5 ± 11,3	
Altura (cm)	1,68 ± 0,10	1,69 ± 0,09	1,68 ± 0,11	
Peso (kg)	73,1 ± 14,2	75,8 ± 12,4	73,2 ± 14,7	
IMC (kg/m ²)	25,8 ± 3,9	26,4 ± 3,5	25,7 ± 3,8	

Foram cumpridos os requisitos éticos, tendo sido esclarecidos todos os procedimentos experimentais e objetivos do estudo, bem como a manutenção da confidencialidade e anonimato dos dados, assinando os participantes um termo de consentimento informado e proteção de privacidade de acordo com o protocolo da declaração de Helsínquia (anexo 1).

3. PROGRAMAS DE EXERCÍCIO FÍSICO

Os programas de EF tiveram como objetivo o reforço muscular antero-posterior do tronco, tendo-se utilizado um protocolo combinado, envolvendo trabalho isométrico (EFI) entre os momentos M1-M2 (3 meses) e um trabalho de EF dinâmico (EFD) entre M2-M3 (em igual período de 3 meses). Nesta investigação, o modelo aplicado nos programas de EF foi duplo, ou seja, foi elaborado um programa adaptado a cada indivíduo para ser realizado no domicílio mas com uma supervisão regular quinzenal, ministrada numa base *one-on-one*, procurando encorajá-los a manter níveis elevados de adesão aos programas (Hayden et al., 2005; Pinheiro, 1998).

Ambos os programas, EFF e EFE, foram realizados 3 vezes por semana em dias alternados (Chok et al., 1999; McGill, 1998), com sessões de aproximadamente 30 a 45 minutos realizados com uma intensidade moderada. A intensidade das sessões foi avaliada com recurso à escala categórica de Chok et al. (1999) constituída por 5 níveis: 1 - não há problema, posso fazer mais uma vez; 2 - tudo bem; 3 - ligeiramente

difícil, mas suportável; 4 - não consigo continuar; 5 - impossível fazer. Em concordância com os autores, foi considerada intensidade moderada os níveis 2 e 3.

Ao longo do programa de EF foi sempre explicado aos participantes quais os cuidados, assim como, quais as melhores posturas a adotar durante a execução do protocolo. Adicionalmente, em caso de resposta mais dolorosa, foi aconselhada a colocação de calor húmido no sentido de relaxamento muscular. Foi solicitado aos participantes para não alterarem as suas rotinas diárias, sob pena de comprometerem os resultados finais, tendo-nos disponibilizado para contato direto sempre que tivessem alguma dúvidas e/ou problemas. No final do estudo, sempre que se justificou, a totalidade da amostra foi tratada com técnicas complementares de fisioterapia.

3.1. PROTOCOLO DE EXERCÍCIO FÍSICO FLEXOR

3.1.1. Trabalho isométrico

Nos três primeiros meses (M1-M2), os indivíduos realizaram um trabalho envolvendo contrações musculares isométricas de aproximadamente de 5-10 segundos (Chok et al., 1999; Houghlum & Perrin, 2005), na posição de decúbito dorsal, com as articulações da anca e joelhos fletidos e pés apoiados no solo (Campos, 2004; McGill, 2007; Norris, 1993). Foram realizadas 5 séries de 10 repetições com um período de repouso de 30 segundos a 1 minuto. Durante os exercícios isométricos os indivíduos foram instruídos para que durante a fase de contração muscular, respirassem corretamente, evitando bloqueio respiratório. No início do protocolo foram incentivados exercícios de depressão abdominal para a consciencialização dos movimentos solicitados (figura 1).



Figura 1: Consciencialização da contração dos músculos abdominais

Este tipo de EF é considerado como essencial para o recrutamento dos músculos transverso abdominal e oblíquos, devendo ser prescrito antes da introdução de qualquer exercício abdominal convencional, seja isométrico ou dinâmico. Após a

expiração profunda, o indivíduo deveria contrair estaticamente durante aproximadamente durante 5-10 segundos os músculos abdominais, evitando qualquer movimento da caixa torácica, da bacia ou da coluna vertebral. Após a consciencialização do exercício abdominal, a progressão consistiu fundamentalmente em 4 níveis utilizando o posicionamento das mãos/membros superiores (Campos, 2004; McGill, 2006):

1º Nível: contração isométrica com flexão do tronco mantendo os membros superiores ao longo do mesmo ou, eventualmente, com as mãos sobre o abdômen. A coluna lombar e os pés não deveriam perder o contacto com o solo.

2º Nível: contração isométrica com flexão do tronco mas mantendo os membros superiores cruzados à frente do tórax.

3º Nível: contração isométrica com flexão do tronco mantendo as mãos entrelaçadas atrás na nuca (figura 2).

4º Nível: contração isométrica com flexão do tronco mantendo a elevação dos membros superiores em extensão acima da cabeça.



Figura 2: Fortalecimento isométrico dos músculos abdominais (3º nível)

3.1.2. Trabalho dinâmico

A partir do 4º mês (M2-M3), introduzimos trabalho dinâmico baseado no exercício de *curl-up*. Este é o EFD de referência para o trabalho dos músculos abdominais e consiste no movimento enrolado de flexão do tronco, em decúbito dorsal, mantendo a coluna lombar e os pés em contacto com o solo (figura 3). Para além disso, é considerado um dos exercícios mais indicados, nomeadamente para indivíduos com dor lombar, porque diminui a capacidade do músculo psoasíliaco em gerar forças de translação sobre a coluna lombar (Campos, 2004; McGill, 2006; Norris, 1995).



Figura 3: Fortalecimento dinâmico dos músculos abdominais (1º nível)

A amplitude de movimento foi selecionada com base na limitação fisiológica e sintomática de cada indivíduo, tendo em conta que a coluna lombar não deveria perder o contacto com o solo. Durante o trabalho dinâmico, os indivíduos foram instruídos para inspirar durante a fase excêntrica e expirar durante a fase concêntrica do movimento. Em termos de progressão foi utilizando a mesma metodologia do trabalho isométrico, ou seja, evoluiu-se desde a colocação dos membros superiores ao longo do tronco, para a posição dos membros cruzados à frente do tórax, em seguida com as mãos entrelaçadas atrás nuca, e por último, com elevação dos membros superiores em extensão acima da cabeça.

Em cada posição descrita, e nos indivíduos menos funcionais foram realizados 2 séries de 10 a 20 repetições com um intervalo entre as séries de 1,5 a 2 minutos e para os mais funcionais, 2 séries de 20 a 30 repetições com um intervalo entre as séries de 30 segundos a 1 minuto. A velocidade de execução do protocolo dinâmico foi de 2/2 (período de tempo em segundos, da contração muscular concêntrica vs excêntrica) no 4º mês, 3/3 no 5º mês e evoluindo para 2/4 no 6º mês. Contudo, todo o protocolo executado foi sempre adaptado à CF de cada indivíduo (Danneels et al., 2001).

Ou seja, tentamos que todos os EF fossem adaptados às características fisiológicas e funcionais de cada indivíduo (Danneels et al., 2001). Além disso, os indivíduos mais funcionais executaram o EF sequentemente enquanto os menos funcionais, realizaram-no com um pequeno intervalo de 1-2 segundos de relaxamento entre as repetições (American College of Sports Medicine, 2011; Campos, 2004; Chok et al., 1999; McGill, 2007; Pinheiro, 1998). No nosso estudo, não foi executado nenhum programa de EF específico de alongamento para a zona lombar, mas sim os proporcionados ativamente, ou seja, pelas contrações dos músculos antagonistas que alongam os agonistas (Campos, 2004).

3.2. PROTOCOLO DE EXERCÍCIO FÍSICO EXTENSOR

3.2.1. Trabalho isométrico

No GE, o trabalho isométrico (M1-M2) foi semelhante em termos de séries, repetições, duração e períodos de recuperação ao trabalho desenvolvido pelo GF. O fortalecimento dos músculos extensores do tronco foi realizado a partir da posição de decúbito ventral, com a colocação de uma almofada na região abdominal para evitar a hiperlordose lombar (figura 4). Consistiu em 4 níveis (Chok et al., 1999):

1º Nível (figura 4.A): realizou-se a contração isométrica dos músculos extensores do tronco com a elevação do tronco mantendo os membros superiores ao longo do mesmo.

2º Nível (figura 4.B): solicitou-se a elevação do tronco mantendo os membros, superior e inferior contra laterais, elevados.

3º Nível (figura 4.C): elevação do tronco com mãos interlaçadas atrás da nuca, com contração bilateral dos músculos extensores do tronco sem provocar a hiperextensão cervical.

4º Nível (figura 4.D): elevação do tronco com a elevação dos membros superiores em extensão acima da cabeça.

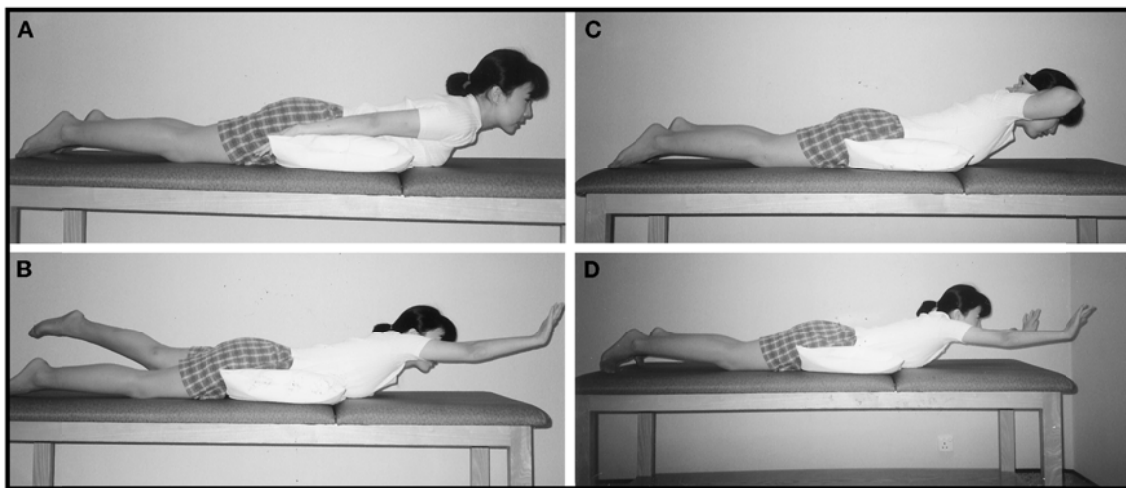


Figura 4: Fortalecimento isométrico dos músculos extensores do tronco. Adaptado de Chok et al. (1999).

3.2.2. Trabalho dinâmico

A partir do 4º mês de EF introduzimos, tal como no GF, o trabalho dinâmico tendo por base as posições/níveis e velocidades de execução do trabalho isométrico. Assim sendo, nas posições descritas e nos indivíduos menos funcionais foram realizados 2 séries de 10 a 20 repetições com um intervalo entre as séries de 1,5 a 2 minutos e para os mais funcionais, 2 séries de 20 a 30 repetições com um intervalo entre as séries de 30 segundos a 1 minuto. A velocidade de execução do protocolo dinâmico foi de 2/2 (4º mês), 3/3 (5º mês) e evoluindo para 2/4 (6º mês) tendo em consideração a CF de cada indivíduo (Danneels et al., 2001).

Tal como para protocolo de EFF, os indivíduos mais funcionais executaram o movimento de forma contínua enquanto os menos funcionais, realizaram-no com um pequeno intervalo de 1-2 segundos entre as repetições (American College of Sports Medicine, 2011; Campos, 2004; Chok et al., 1999; McGill, 2007; Pinheiro, 1998). A amplitude de movimento foi selecionada com base na limitação fisiológica e sintomática de cada indivíduo, sem provocar hiperextensão exagerada do tronco.

4. PROCEDIMENTOS DE AVALIAÇÃO

Os antecedentes clínicos e as informações sobre o peso e altura para posterior cálculo do índice massa corporal ($IMC = \text{peso}/\text{altura}^2$), o uso de medicamentos específicos, bem como, os dados socioeconómicos foram obtidos a partir de informação pessoal mediante o preenchimento de um questionário (anexo 2). Para além disso, nos três grupos da nossa amostra foram aplicados os seguintes procedimentos de avaliação:

4.1. Avaliação da intensidade de dor

Para a quantificação da intensidade da dor, aplicamos a Escala Visual Analógica (EVA) (Australian Acute Musculoskeletal Pain Guidelines Group, 2003; Bertagnolli, 2005; Cardoso, 1999; Gridley & van den Dolder, 2001; Jensen et al., 2003; Ministério da Saúde. Direcção-Geral da Saúde, 2003; Souza & Krieger, 2000; Williams et al., 2000), que além da sua simplicidade, evidencia também uma boa validade de convergência com o Oswestry Disability Questionnaire (Davidson & Keating, 2002).

A EVA consiste numa linha contínua de dez centímetros sem numeração, em que se pretende que a pessoa faça a equivalência entre a intensidade da sua dor

considerando que na extremidade esquerda, o número 0 (zero) corresponde a classificação “sem dor” e na extremidade direita, o número 10 (dez) traduz um nível de “dor insuportável”, conforme a figura 5:

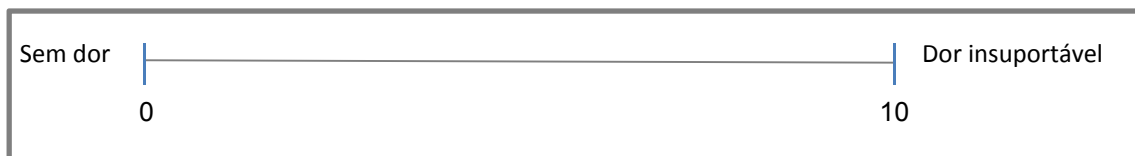


Figura 5: EVA – Escala Visual Analógica. Adaptado de Cardoso (1999).

No nosso estudo tivemos por base as considerações de Jensen et al. (2003) para interpretação dos valores obtidos na EVA, onde valores entre 0 e 0,4 cm significam “sem dor”; entre 0,5 cm e 4,4 cm exprimem “dor suave”; entre 4,5 cm e 7,4 cm, expressam “dor moderada” e entre 7,5 cm e 10 cm representam “dor severa”.

4.2. Avaliação da capacidade funcional

O Oswestry Disability Questionnaire é uma escala de auto-avaliação capaz de avaliar em que grau a dor lombar afeta as atividades da vida diária do indivíduo (Davidson & Keating, 2005; Fairbank et al., 1980; Fairbank & Pynsent, 2000; Santos et al., 2005a). A versão utilizada neste estudo foi a original (Fairbank et al., 1980) que apresenta um índice de fiabilidade com variação entre 0,83 e 0,99 (Davidson & Keating, 2005).

O Oswestry Disability Questionnaire é composto por 60 itens, divididos em 10 secções, apresentando cada uma 5 categorias de severidade de incapacidade funcional, que variam entre mínima (0-20%) e incapacitante (> 80%). No final, obtém-se o cálculo percentual do nível da disfunção funcional lombar a partir da seguinte equação: Cálculo da disfunção funcional (%) = [Soma dos seis scores obtidos / 50] x 100. O resultado do cálculo é expresso em percentagem, sendo posteriormente interpretado tendo por base as seguintes classificações (Fairbank & Pynsent, 2000):

- I. De 0 a 20%, a pessoa apresenta disfunção funcional designada mínima
- II. De 20 a 40%, a pessoa apresenta disfunção funcional designada moderada
- III. De 40 a 60%, a pessoa apresenta disfunção funcional designada severa
- IV. De 60 a 80%, a pessoa apresenta disfunção funcional designada quase incapacitante
- V. Acima de 80%, a pessoa apresenta disfunção funcional designada incapacitante

4.3. Avaliação da mobilidade da coluna lombar

No nosso estudo utilizamos para avaliação da ML o método de Schober modificado, simples de realizar e de rápida execução (Almeida et al., 2006; Macrae & Wright, 1969). Para a concretização do teste, o indivíduo deve permanecer de pé, ereto, enquanto são marcados três pontos ao nível da coluna lombar. O primeiro fica situado no centro de uma linha imaginária que une as duas cristas ilíacas, correspondendo à apófise espinhosa de L5. O segundo ponto fica situado a 10 cm acima do primeiro e, um terceiro, a 5 cm para baixo. O teste consiste na realização da flexão anterior do tronco, mantendo os joelhos o mais possível em extensão. A amplitude deste movimento é calculada com recurso a uma fita métrica simples, medindo-se a distância entre a marca superior e a marca inferior e subtraindo 15 cm ao valor medido.

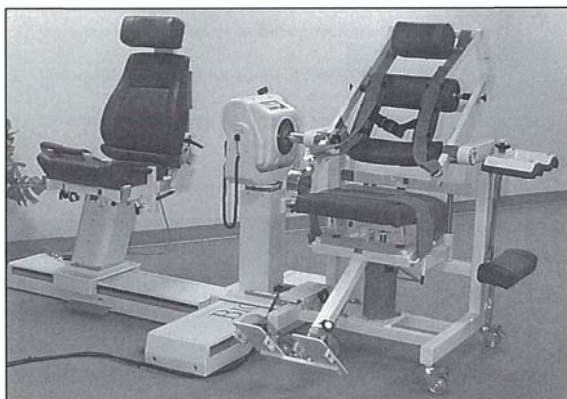
Segundo Macrae & Wright (1969) o erro intra-observador é de 0,20, refletindo assim uma boa reprodutibilidade, apresentando um coeficiente de variação de 0,97 no que respeita ao erro inter-observador.

4.4. Avaliação da força máxima isométrica e isocinética

Para a avaliação da força isométrica e isocinética dos músculos flexores e extensores do tronco, utilizou-se o dinamómetro isocinético Biodex System 3 Pro®, utilizando para o efeito o acessório Biodex-coluna vertebral lombar (Figura 6). Estudos desenvolvidos por Dvir (2002) demonstraram que o dinamómetro isocinético é válido e apresenta uma boa fiabilidade (0,91) na medição da força muscular. Além disso, as mensurações isocinéticas apresentam várias vantagens em termos de padronização e reprodutibilidade, com coeficientes intraclassa entre 0,95-0,98 (Danneskiold-Samsoe et al., 2009; Grabiner et al., 1990). Os indivíduos foram avaliados na posição de sentado com joelhos a 90° (da Silva et al., 2011) e sem apoio dos pés, de forma a minimizar a influência de outras forças musculares (Gunnarsson et al., 2011).

Após a colocação do acessório Biodex-coluna e calibração do aparelho, os indivíduos foram avaliados com os devidos cuidados de estabilização ao nível do tronco, bacia e membros inferiores, deixando livre, apenas o movimento de flexão/extensão do tronco. O eixo do movimento foi colocado ao nível da articulação L5-S1 (da Silva et al., 2011).

Connecting the Back Attachment to the Biodex System 3



Seated-Compressed (Isolated Lumbar Position)

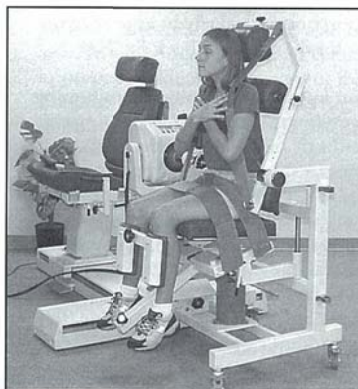


Figura 6: Dinamómetro Biodex System 3 Pro® (Biodex Medical Systems, 2009)

Nas avaliações isométricas, o ponto zero foi considerado 40° no angulômetro do dinamómetro isocínético, equivalente aproximadamente a 90° na articulação coxofemoral (medição feita por goniómetro com braço fixo na parte lateral do tórax e móvel na face externa do fémur). Segundo protocolo pré-definido Biodex (Biodex Medical Systems, 2009), foram realizadas 3 repetições máximas alternadas para extensão e para flexão, com 5 a 25 segundos de repouso entre elas, respetivamente.

No protocolo da avaliação isocínética dos músculos do tronco e conforme opiniões de vários investigadores (Amell et al., 2000; Dvir, 2003; Ripamonti et al., 2011), consideramos no nosso estudo uma amplitude de movimento (ADM) da coluna lombar de 60° por se tratar de uma população de risco osteoarticular e foi calculada no dinamómetro entre o ângulo de 20° (extensão) e de 40° (flexão). Nesta ADM realizaram-se 4 repetições nas velocidades angulares de $90^\circ/\text{seg.}$ e $120^\circ/\text{seg.}$ existindo um período de repouso entre elas de 1 minuto.

Antes das avaliações de força máxima, os indivíduos realizaram um aquecimento prévio no tapete rolante durante 5 minutos, tendo sido estimulados verbalmente durante o teste para realizar o máximo de esforço, enquanto mantiveram o contacto visual com o monitor que lhes proporcionou o *feedback* do seu desempenho. Importa ainda referir que os sujeitos realizaram um pré-teste no aparelho isocínético para permitir a sua adaptação ao mesmo.

Foram considerados os seguintes parâmetros:

- Pico de Torque (PT), momento máximo de força, atingido na contração muscular isométrica, em newtons/metro (Nm);
- Coeficiente de variação (CV), que representa o quanto diferentes são as repetições entre si (%);
- Relação agonista/antagonista, avaliada pela divisão do pico de torque agonista pelo antagonista multiplicado por 100 (%) e que representa a razão entre o momento máximo da flexão e o momento máximo da extensão do tronco.

4.5. Avaliação da atividade física habitual

Na tentativa de caracterizar a AFH dos indivíduos e de verificar possíveis alterações dessa atividade diária ao longo do nosso programa de EF foi aplicado nos três momentos de avaliação e à totalidade da amostra o questionário de Baecke. Decidimos observar esta variável na medida em que pode ser um possível fator confundidor na metodologia do estudo.

Descrito inicialmente por Baecke et al. (1982) é considerado um instrumento de fácil aplicação e com satisfatórios coeficientes de fiabilidade e validade. Segundo Florindo & Latorre (2003), o coeficiente de correlação intraclasse (ICC) varia entre 0,69 e 0,80. O questionário de Baecke é composto por 16 perguntas fechadas, de múltipla escolha tipo *lickert* numa escala de 1 a 5, permitindo estimar 3 índices distintos de AFH: atividade física no trabalho (IAFT), atividade desportiva (IAFD) e atividade física nos tempos livres (IAFTL). No final, é calculado o nível de AFH pelo somatório dos três índices acima citados e, quanto maior este valor, maior o índice de AF do indivíduo. Os 3 índices foram determinados de uma forma distinta. As 8 primeiras perguntas que se referem ao índice atividade física no trabalho, a avaliação foi realizada de acordo com a seguinte equação: $IAFT = [I_1 + (6 - I_2) + I_3 + I_4 + I_5 + I_6 + I_7 + I_8] / 8$. Este índice determina o consumo energético como leve, moderado ou vigoroso. Para determinar o nível desse consumo, utilizou-se como referência o compêndio de atividades físicas de Ainsworth et al. (2000), assim como o estudo de Florindo & Latorre (2003) e Florindo et al. (2004), uma vez que as profissões/ocupações do artigo original de Baecke et al. (1982) estavam desatualizadas. Assim, para as atividades físicas no trabalho suaves o índice considerado foi 1, para as atividades moderadas 3 e para as atividades fortes foi 5.

As 4 perguntas seguintes dizem respeito ao índice de atividade física desportiva, sendo este determinado pela seguinte equação: $IAFD = [I_9 + I_{10} + I_{11} + I_{12}] / 4$. Tendo por base o compêndio de Ainsworth et al. (2000) os índices de intensidade utilizados especificamente para a pergunta 9 foram 0,76 para as atividades suaves, 1,26 para as moderadas e 1,76 para as fortes e o cálculo seguiu os passos descritos na seguinte fórmula:

Cálculo do Índice específico da pergunta 9 – Baecke Questionnaire of Habitual Physical Activity

- 1) Atividade física 1 = Índice do item 1 x Índice do item 2 x Índice do item 3
- 2) Atividade física 2 (se houver) = Índice do item 1 x índice do item 2 x índice item 3
- 3) Atividade física 1 + atividade física (se houver)
- 4) Categorização do resultado:
 - a. Resultado 0 (zero) = Índice 1
 - b. Resultado entre 0,01 até <4 = Índice 2
 - c. Resultado entre 4 até <8 = Índice 3
 - d. Resultado entre 8 até <12 = Índice 4
 - e. Resultado de >12 = Índice 5

O índice de atividade física nos tempos de lazer teve por base as últimas 4 perguntas e foi determinado pela seguinte equação: $IAFTL = [(6 - I_{13}) + I_{14} + I_{15} + I_{16}] / 4$.

4.6. Avaliação da percepção subjetiva de esforço

Para se perceber em qual das avaliações da força isométrica ou dinâmica realizada no dinamómetro os indivíduos com LI tiveram mais dificuldade, decidimos utilizar a escala de Borg que avalia a percepção subjetiva de esforço. Segundo Borg (1990), esta escala possui elevada fiabilidade intra-sujeito.

No presente estudo, recorreu-se à versão modificada da escala de Borg de 0 a 10 (CR 10) construída por Gunnar Borg em 1981, com o objetivo de avaliar o esforço e a dor. Este instrumento consiste numa escala de números com irregular sequência de 0 a 10 e com expressões verbais associadas a cada número (0: nenhuma; 0,5: muito, muito leve; 1: muito leve; 2: leve; 3: moderada; 4: pouco intensa; 5: intensa; 7: muito intensa; 9: muito, muito intensa; 10: máxima). Estes números estão colocados de forma a se obter uma relação linear quantitativa com os dados fornecidos pelo indivíduo (Eston, 2012; Grant et al., 1999; Kendrick et al., 2000; Pfeiffer et al., 2002). Assim, este deve tentar lembrar-se do máximo esforço já experimentado. A essa experiência são

atribuídos o valor máximo da escala (10) e a categoria máxima. Essa categoria funcionará como primórdio a partir do qual a experiência de esforço deve ser comparada. O indivíduo deverá, então, associar o julgamento a uma categoria verbal (nenhuma; muito, muito leve; muito leve; leve; moderada; pouco intensa; intensa; muito intensa; muito, muito intensa) e, em seguida, escolher o número correspondente. Nessa avaliação o uso de frações é permitido e incentivado (Borg, 1990).

5. PROCEDIMENTOS ESTATÍSTICOS

- Para análise e interpretação dos dados utilizou-se o *Statistical Package for the Social Sciences® (SPSS®)*.
- Para o estudo exploratório dos dados e de forma a detetar a eventual presença de *outliers*, bem como, a normalidade da distribuição obtida nas diferentes variáveis recorreu-se ao teste de Kolmogorov-Smirnov.
- Para descrever os valores dos níveis de força isométrica e isocinética dos músculos flexores e extensores do tronco, dor, CF, ML e AFH nos três momentos de avaliação foi utilizada a distribuição de frequências e estatística descritiva.
- A ANOVA medidas independentes e qui-quadrado foi utilizada para verificar as diferenças entre os 3 grupos de estudo na avaliação de *baseline*.
- Para observar a interação das diferenças entre os grupos nos diferentes momentos de avaliação, recorreremos à ANOVA medidas repetidas, com teste de *Post Hoc* de Bonferroni.
- Utilizou-se ainda, o teste de correlação de Pearson para verificar as relações entre as variações da escala de dor e as variações dos picos de torque isométrico e isocinético.
- Todos os testes estatísticos aplicados neste estudo utilizaram um intervalo de confiança de 95% ($p \leq 0,05$).

IV. APRESENTAÇÃO DE RESULTADOS

Dada a diversidade de resultados e de parâmetros investigados, decidimos efetuar este capítulo de apresentação de resultados de acordo com a especificidade das variáveis em estudo:

- a) Caracterização geral da amostra, do nível de dor, da funcionalidade, da mobilidade, da força muscular e da atividade física no primeiro momento de avaliação (M1) para os diferentes grupos considerados: Grupo Flexor (GF); Grupo Extensor (GE) e Grupo de Controlo (GC);
- b) Avaliação do nível da dor, da CF, da ML em todos os momentos e grupos do estudo;
- c) Avaliação da força muscular isométrica em todos os momentos (M1, M2 e M3) e da força isocinética (M2 e M3) para os diferentes grupos do estudo;
- d) Avaliação do nível de AFH em todos os momentos e grupos do estudo;
- e) Observação da percepção subjetiva de esforço na realização dos testes de força isométrico e isocinético, nos momentos de avaliação M2 e M3 para todos os grupos do estudo.

1. CARACTERIZAÇÃO GERAL DA AMOSTRA E DE TODAS AS VARIÁVEIS EM ESTUDO NO MOMENTO INICIAL

A tabela 3 apresenta a comparação dos diferentes grupos em análise, no momento inicial do estudo (M1), quanto à idade, sexo, variáveis antropométricas, nível de escolaridade, dor lombar, CF, ML, níveis de força isométrica e de AFH.

Tabela 3: Características gerais da amostra, nível de dor, capacidade funcional, mobilidade lombar, força e atividade física habitual em M1 para os diferentes grupos analisados.

Variáveis	GF (n=24) ³	GE (n=31) ³	GC (n=26) ³	p
Idade (anos)	39,4 ± 8,3	43,3 ± 10,7	46,5 ± 11,3	0,060 ¹
Altura (cm)	1,68 ± 0,10	1,69 ± 0,09	1,68 ± 0,11	0,899 ¹
Peso (kg)	73,1 ± 14,2	75,8 ± 12,4	73,2 ± 14,7	0,699 ¹
IMC (kg/m ²)	25,8 ± 3,9	26,4 ± 3,5	25,7 ± 3,8	0,744 ¹
Masculino, n (%)	10 (41,7)	16 (51,6)	11 (42,3)	0,700 ²
Feminino, n (%)	14 (58,3)	15 (48,4)	15 (57,7)	
Escolaridade:				0,859 ²
Até 9º ano, n (%)	4 (16,7)	7 (22,6)	5 (19,2)	
Acima 9º ano, n (%)	20 (83,3)	24 (77,4)	21 (80,8)	
Dor Lombar:				--
Sim, n (%)	24 (100,0)	31 (100,0)	26 (100,0)	
Não, n (%)	-	-	-	
Escala de Eva:	3,45 ± 1,76	3,62 ± 1,70	3,61 ± 1,74	0,931 ¹
Eva (categorias):				0,562
Sem dor (0-0,4cm)	-	-	-	
Dor suave (0,5-4,4cm)	18 (75,0)	22 (71,0)	16 (61,5)	
Dor moderada (4,5-7,4cm)	6 (25,0)	8 (25,8)	10 (38,5)	
Dor severa (7,5-10cm)	-	1 (3,2)	-	
Capacidade funcional (%):	41,50 ± 15,02	41,55 ± 12,82	45,15 ± 15,57	0,574 ¹
Schober (cm):	5,08 ± 1,26	4,96 ± 1,13	5,08 ± 1,28	0,907 ¹
Níveis de força isométrica:				0,567 ¹
PTE (Nm)	252,14 ± 150,92	214,33 ± 118,40	228,62 ± 123,24	
PTF (Nm)	108,73 ± 63,51	95,08 ± 54,34	96,31 ± 56,98	
CVE (%)	10,05 ± 7,60	12,02 ± 14,74	9,30 ± 53,26	
CVF (%)	6,99 ± 4,21	14,44 ± 15,42	11,26 ± 7,29	
Relação agonista/antagonista (%)	46,08 ± 12,33	46,18 ± 12,26	43,27 ± 16,54	
Atividade física habitual (score):	7,55 ± 0,86	7,85 ± 0,75	7,60 ± 0,75	0,313 ¹

¹ ANOVA medidas independentes; ² teste qui-quadrado; ³ Resultados apresentados como médias ± desvios-padrão para todas as variáveis contínuas.

Tal como podemos verificar na tabela anterior, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos nas diferentes variáveis em estudo no momento inicial.

2. CARACTERIZAÇÃO DOS NÍVEIS DE DOR, CAPACIDADE FUNCIONAL E MOBILIDADE LOMBAR NOS DIFERENTES MOMENTOS E GRUPOS DE ANÁLISE

Na figura 7 encontram-se esquematicamente as caracterizações das variáveis em estudo, EVA, CF e ML. De um modo geral, podemos observar uma diminuição da dor, mais acentuada no GE, uma diminuição do comprometimento funcional e um aumento da ML, em particular nos grupos de intervenção.

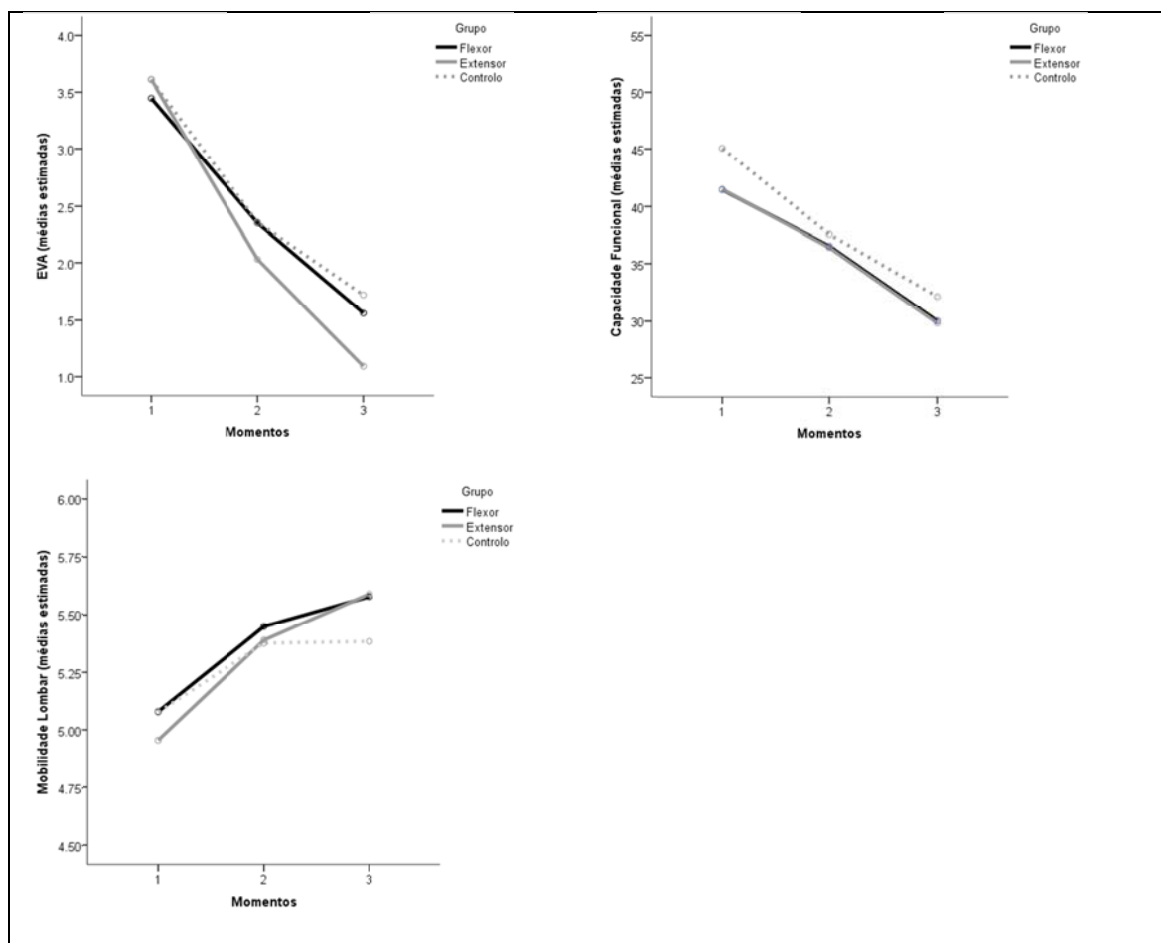


Figura 7: Caracterização da EVA, capacidade funcional e mobilidade lombar ao longo do tempo nos 3 grupos em análise

Na tabela 4 está representado, pormenorizadamente, o comportamento das variáveis em análise, nomeadamente os efeitos do fator grupo, tempo e da interação grupo*tempo.

Tabela 4: Efeitos de interação ao longo do estudo para as diferentes variáveis analisadas

Variável	Efeito de interação	F	η^2
EVA	Grupo	0,544	0,014
	Tempo	32,640*	0,459
	Grupo*Tempo	0,379	0,010
Capacidade funcional	Grupo	0,586	0,015
	Tempo	27,743*	0,419
	Grupo*Tempo	0,117	0,003
Mobilidade lombar	Grupo	0,039	0,001
	Tempo	27,160*	0,414
	Grupo*Tempo	1,107	0,028

*Estatisticamente significativo ($p < 0,05$).

Da observação da referida tabela, podemos observar a existência de uma variação significativa ao longo do tempo nas variáveis EVA, CF e ML. Assim, após teste de *Post Hoc Tukey* e em relação à EVA, verificamos que no GF houve diferença estatisticamente significativa entre M1-M2 ($P < 0,05$) e entre M1-M3 ($P < 0,001$), não havendo diferenças entre M2-M3 ($P = 0,167$). No GE, ocorreram diferenças estatisticamente significativas de M1-M2 ($P < 0,001$), de M1-M3 ($P < 0,001$) e de M2-M3 ($P < 0,05$). No GC, ocorreram diferenças estatisticamente significativa de M1-M2 ($P < 0,05$) e de M1-M3 ($P < 0,001$).

Para a CF, no GF ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre M1-M3 ($P < 0,01$). No GE ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre M1-M3 ($P < 0,001$). No GC, ocorreram diferenças entre M1-M2 ($P < 0,05$) e entre M1-M3 ($P < 0,001$). Em relação à ML, no GF ocorreram diferenças entre M1-M2 ($P < 0,001$) e entre M1-M3 ($P < 0,001$). No GE, ocorreram diferenças entre M1-M2 ($P < 0,01$) e entre M1-M3 ($P < 0,001$). No GC ocorreram diferenças entre M1-M2 ($P < 0,05$) e entre M1-M3 ($P < 0,05$). Considerando o facto de a interação grupo*tempo não ter apresentado um efeito significativo em nenhuma das variáveis referidas, conclui-se que a variação destas variáveis ao longo do tempo não depende dos grupos de origem.

Apesar de estatisticamente não terem sido observadas diferenças entre grupos e na interação grupo*tempo e sabendo-se das alterações ao longo do tempo pareceu-nos

relevante, tendo por base as variáveis em estudo, fazer uma análise descritiva nos diferentes grupos ao longo do tempo nas variáveis EVA, CF e ML.

2.1. Caracterização da dor

A tabela 5 apresenta a caracterização da dor tendo por base a classificação categórica de EVA (Jensen et al., 2003) nos três momentos estudados para todos os grupos de análise.

Tabela 5: Caracterização da dor (categorias EVA) nos 3 momentos de avaliação para os diferentes grupos analisados (frequência (percentagem))

Momentos	Grupo	Sem Dor (0 – 0,4cm)	Dor Suave (0,5 – 4,4cm)	Dor Moderada (4,5 – 7,4cm)	Dor Severa (7,5 – 10cm)
M1	GE (n=31)	--	22 (71,0)	8 (25,8)	1 (3,2)
	GF (n=24)	1 (4,2)	17 (70,8)	6 (25,0)	--
	GC (n=26)	--	16 (61,5)	10 (38,5)	--
M2	GE (n=31)	7 (22,6)	22 (71,0)	2 (6,4)	--
	GF (n=24)	2 (8,3)	18 (75,0)	4 (16,7)	--
	GC (n=26)	3 (11,5)	19 (73,1)	4 (15,4)	--
M3	GE (n=31)	17 (54,8)	12 (38,7)	2 (6,5)	--
	GF (n=24)	12 (50,0)	9 (37,5)	3 (12,5)	--
	GC (n=26)	10 (38,5)	13 (50,0)	3 (11,5)	--

Tendo por base a tabela 5, podemos observar que em M1 apenas 1 indivíduo (GF) não apresentou dor, apresentando os restantes sintomatologia dolorosa, onde prevaleceu a dor suave (55 indivíduos) seguindo-se a dor moderada (24). Um indivíduo pertencente ao GE apresentou inicialmente dor severa. Em relação à caracterização da dor em M2, encontramos um aumento relativamente à distribuição dos sujeitos (12) 'sem dor', sendo no GE onde se encontra a maior frequência (7 indivíduos, correspondendo a 22,6%). A caracterização de dor que se destaca é a designada de 'dor suave' com 22 indivíduos no GE, seguida pelo GF (18) e GC (19). 'Dor moderada' é a manifestação com menor frequência de indivíduos (10) e 'dor severa' não é expressa por nenhum dos sujeitos da amostra. No último momento de avaliação (M3), relativamente à distribuição dos indivíduos, são as caracterizações 'sem dor' (39) e de 'dor suave' (34) onde se encontraram as maiores frequências. A 'dor moderada' surge com resultados muito homogêneos nos três grupos do estudo (8) e 'dor severa' não tem referência de nenhum indivíduo neste momento final.

2.2. Caracterização da capacidade funcional

Apresentamos na tabela 6, tendo por base a classificação de Fairbank & Pynsent (2000), a frequência e percentagem de indivíduos com comprometimento da CF ao longo do estudo e nos três grupos de análise.

Tabela 6: Capacidade funcional (categorias) nos 3 momentos de avaliação para os diferentes grupos analisados (frequência (percentagem))

Momentos	Grupo	Mínima (0 – 20%)	Moderada (20 – 40%)	Severa (40 - 60%)	Quase Incapacitante (60-80%)	Incapacitante (> 80%)
M1	GE (n=31)	--	16 (51,6%)	14 (45,2%)	--	1 (3,2%)
	GF (n=24)	--	14 (58,3%)	7 (29,2%)	2 (8,3%)	1 (4,2%)
	GC (n=26)	--	12 (46,1%)	10 (38,5%)	4 (15,4%)	--
M2	GE (n=31)	3 (9,7%)	17 (54,8%)	10 (32,3%)	1 (3,2%)	--
	GF (n=24)	--	19 (79,2%)	4 (16,7%)	1 (4,1%)	--
	GC (n=26)	1 (3,8%)	15 (57,7%)	8 (30,8%)	2 (7,7%)	--
M3	GE (n=31)	4 (12,9%)	25 (80,6%)	2 (6,5%)	--	--
	GF (n=24)	7 (29,2%)	12 (50,0%)	4 (16,6%)	1 (4,2%)	--
	GC (n=26)	3 (11,5%)	19 (73,2%)	3 (11,5%)	1 (3,8%)	--

A análise desta tabela permite-nos verificar alterações da CF moderada nos 3 grupos entre M1-M3: GE (29%), GC (27%) e no GF (8%). Apesar do GF apresentar menos expressividade na CF moderada, é o que mais se distingue na inaptidão funcional mínima apresentando um score de 29%, contrastando com 13% e 12%, no GE e GC, respetivamente. Pormenorizando, em M1 existe uma prevalência relativamente elevada de casos de disfunção funcional moderada e severa com 42 e 31 indivíduos, respetivamente. De notar também a ocorrência de casos de disfunções mais graves, sendo 6 de categoria 'quase incapacitante' e 2 de 'incapacitante'. Em M2 e M3, não se observou nenhum caso incapacitante, tendo, pelo contrário, sido observados alguns casos com 'incapacidade mínima', particularmente no GF (7 sujeitos). Em M2, mas distintamente em M3, foi possível observar uma diminuição de casos com 'incapacidade severa' e um aumento relativo da prevalência de casos com 'incapacidade moderada', tendo o GE atingido cerca de 81% (25 indivíduos) de 'CF moderada' em M3.

2.3. Caracterização da mobilidade lombar

Para completar todo o quadro associado à LI quanto ao desconforto lombar, para além da avaliação da dor e da CF e entendendo que a ML alterou nos diferentes grupos ao longo do tempo, apresentamos na tabela 7 a mobilidade da coluna lombar nos diferentes momentos e grupos com base no teste de Schober.

Tabela 7: Mobilidade lombar (cm) nos 3 momentos de avaliação para os diferentes grupos analisados (média $\pm$ desvio padrão):

Momentos	Grupos		
	GE (n=31)	GF (n=24)	GC (n=26)
M1	5,0 $\pm$ 1,1	5,1 $\pm$ 1,3	5,1 $\pm$ 1,3
M2	5,4 $\pm$ 1,1	5,5 $\pm$ 1,3	5,4 $\pm$ 1,3
M3	5,6 $\pm$ 1,1	5,6 $\pm$ 1,2	5,4 $\pm$ 1,2

Em relação à ML, e apesar de se terem observado algumas diferenças estatisticamente significativas ao longo do tempo (atrás mencionadas), é possível verificar, observando os grupos na sua totalidade, que nos diferentes momentos de avaliação os grupos são semelhantes entre si. Ou seja, não foram encontradas diferenças com significado estatístico entre grupos e na interação grupo*tempo.

3. AVALIAÇÃO DOS TIPOS DE FORÇA NOS DIFERENTES MOMENTOS E GRUPOS DE ANÁLISE

3.1. Avaliação isométrica nos momentos M1, M2 e M3

Na tabela 8 estão apresentados os resultados dos modelos de análise de variância de medidas repetidas calculados para as diferentes variáveis de força isométrica nos 3 momentos de avaliação.

Tabela 8: Pico de torque (PT Nm, média $\pm$ desvio padrão) da força isométrica nos 3 momentos de avaliação para os diferentes grupos analisados.

Variável	Grupos	M1	M2	M3	% Δ	ANOVA Efeito (p)
PT EXTENSÃO (PTE)	GF	252,14 $\pm$ 150,90)	317,41 $\pm$ 118,71 ^a	331,17 $\pm$ 129,10 ^c	M1-M2: 20,6	T (<0,001)* G (0,652) G*T (0,061)
					M2-M3: 4,2	
					M1-M3: 23,9	
	GE	214,33 $\pm$ 118,40	324,44 $\pm$ 94,76 ^a	357,15 $\pm$ 94,15 ^{b,c}	M1-M2: 33,9	
					M2-M3: 9,2	
					M1-M3: 40,0	
PT FLEXÃO (PTF)	GC	228,62 $\pm$ 123,24	292,83 $\pm$ 88,46 ^a	304,9 $\pm$ 87,74 ^c	M1-M2: 21,9	T (<0,001)* G (0,416) G*T (0,471)
					M2-M3: 4,0	
					M1-M3: 25,0	
	GF	108,73 $\pm$ 63,51	137,32 $\pm$ 55,84 ^a	143,93 $\pm$ 51,82 ^c	M1-M2: 20,8	
					M2-M3: 4,6	
					M1-M3: 24,5	
PT FLEXÃO (PTF)	GE	95,08 $\pm$ 54,34	130,73 $\pm$ 41,29 ^a	132,39 $\pm$ 40,33 ^c	M1-M2: 27,3	T (<0,001)* G (0,416) G*T (0,471)
					M2-M3: 1,3	
					M1-M3: 28,2	
	GC	96,31 $\pm$ 56,98	123,99 $\pm$ 46,52 ^a	117,92 $\pm$ 44,69 ^c	M1-M2: 22,3	
					M2-M3: -5,2	
					M1-M3: 18,3	

Legenda: GF – grupo flexor; GE – grupo extensor; GC – grupo controle; M1 – 1º momento de avaliação; M2 – 2º momento de avaliação; M3 – 3º momento de avaliação; % Δ – percentagem da variação entre os momentos de avaliação; T (p) – tempo; G (p) – grupo; G*T (p) – interação entre grupo e tempo.

*Estatisticamente significativo ($p < 0,05$): ^a M1 vs M2; ^b M2 vs M3; ^c M1 vs M3.

Pela análise da tabela 8 verificamos que independentemente do grupo existiu um efeito significativo do fator tempo, quer no momento máximo de força dos músculos extensores quer dos flexores do tronco. Assim, entre os grupos não existiram diferenças significativas em nenhum dos momentos de avaliação, no entanto, dentro de cada grupo foram observadas diferenças significativas entre momentos. Tanto para o PTE como o PTF foram encontradas diferenças entre M1-M2 e entre M1-M3 para todos os grupos. Para o GE encontrou-se ainda diferenças entre M2-M3.

No sentido de clarificar o efeito do programa de EF sobre a força isométrica nos 3 momentos de avaliação, tanto no movimento de extensão (variável PTE) como no de flexão (variável PTF) apresentamos a representação gráfica na figura 8. Assim, é possível observar uma evolução similar dos 3 grupos intervenientes no estudo, sendo esta mais evidente entre M1-M2. De notar ainda que, o GE parece ser aquele que apresentou uma maior progressão na força isométrica dos músculos extensores ao longo do tempo até porque foi aquele que apresentou valores iniciais mais baixos.

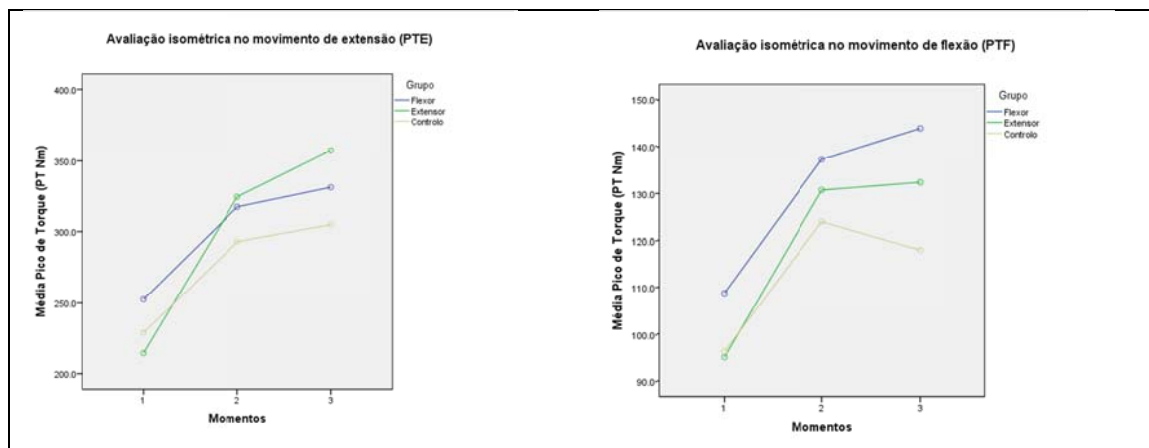


Figura 8: Força isométrica (PTE e PTF) ao longo do tempo nos 3 grupos em análise.

3.2. Avaliação isocinética na velocidade angular de 90º/seg. nos momentos M2 e M3

Na tabela 9 estão apresentados os resultados para as diferentes variáveis da avaliação isocinética na velocidade angular de 90º/seg. nos 2 momentos de avaliação.

Tabela 9: Pico de Torque (PT Nm, média desvio $\pm$ padrão) da força isocinética na velocidade angular de 90º/seg. nos 2 momentos de avaliação para os diferentes grupos analisados.

Variável	Grupos	M2	M3	%Δ M2-M3	ANOVA
					Efeito (p)
PICO DE TORQUE (PTE90)	GF	316,91 $\pm$ 127,66	303,21 $\pm$ 119,54	-4,5	T (<0,001)*
	GE	247,65 $\pm$ 108,78	319,87 $\pm$ 100,97*	22,6	G (0,511)
	GC	252,55 $\pm$ 109,65	296,61 $\pm$ 134,96*	14,9	G*T (<0,001)*
PICO DE TORQUE (PTF90)	GF	156,13 $\pm$ 49,67	168,28 $\pm$ 37,98	7,2	T (0,067)
	GE	158,58 $\pm$ 50,10	166,69 $\pm$ 49,84	4,9	G (0,253)
	GC	146,11 $\pm$ 41,54	144,54 $\pm$ 40,73	-1,1	G*T (0,252)

Legenda: GF – grupo flexor; GE – grupo extensor; GC – grupo controlo; M2 – momento 2 (1º momento de avaliação isocinética a 90º/seg.); M3 – momento 3 (2º momento de avaliação isocinética a 90º/seg.); %Δ – percentagem da variação entre os momentos de avaliação; T (p) – tempo; G (p) – entre grupos; G*T (p) – interação entre grupo e tempo. *Estatisticamente significativo (p<0,05).

Não foram encontradas diferenças significativas em M2 entre os grupos em nenhuma das variáveis em análise. Entre M3 e M2, verificamos um efeito significativo do fator tempo e na interação grupo*tempo na variável PTE90. Assim sendo, após teste de *Post Hoc Tukey*, foram evidenciadas diferenças significativas no GE e GC entre os momentos M2-M3 de PTE90, não se tendo verificado o mesmo no GF. Em relação à variável PTF90 não se verificou qualquer efeito do tempo nem da interação grupo*tempo.

Na figura 9 apresentamos esquematicamente os efeitos do programa no movimento de extensão e de flexão da coluna à velocidade angular de 90°/seg. Na variável PTE90 é possível observar que o GF com valores iniciais de PT superiores a qualquer outro grupo, embora estatisticamente não significativos (tabela 9), sofreu uma involução. Nesta avaliação isocinética a 90°/seg. destaca-se mais uma vez o GE que parece apresentar uma evolução mais evidente no movimento de extensão. Na PTF90, no movimento de flexão, o efeito do tempo é semelhante e positivo para os grupos submetidos ao programa, apresentando o GC um ligeiro retrocesso dos valores absolutos iniciais.

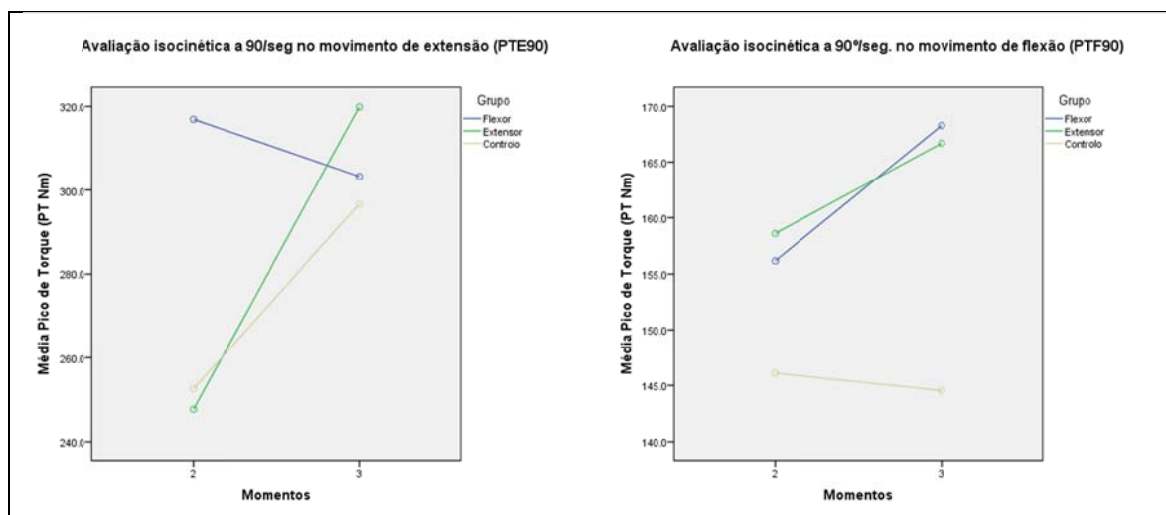


Figura 9: Força isocinética a 90°/seg. (PTE90 e PTF90) ao longo do tempo nos 3 grupos em análise.

3.3. Avaliação isocinética na velocidade angular de 120°/seg. nos momentos M2 e M3

Na tabela 10 estão apresentados os resultados dos modelos de análise de variância de medidas repetidas calculados para as diferentes variáveis da avaliação isocinética na velocidade angular de 120°/seg. nos 2 momentos de avaliação.

Tabela 10: Pico de Torque (PT Nm, média $\pm$ desvio padrão) da força isocinética na velocidade angular de 120°/seg. nos 2 momentos de avaliação para os diferentes grupos analisados.

Variável	Grupos	M2	M3	%Δ M2-M3	ANOVA
					Efeito (p)
PICO DE TORQUE (PTE120)	GF	315,66 $\pm$ 149,67	314,26 $\pm$ 137,07	-0,5	T (<0,001)*
	GE	266,38 $\pm$ 114,66	335,33 $\pm$ 125,13*	20,6	G (0,278)
	GC	253,03 $\pm$ 119,51	271,05 $\pm$ 112,16	6,7	G*T (0,001)*
PICO DE TORQUE (PTF120)	GF	161,87 $\pm$ 58,58	179,57 $\pm$ 48,59*	9,9	T (0,002)*
	GE	155,11 $\pm$ 50,40	174,63 $\pm$ 55,22*	11,2	G (0,436)
	GC	151,52 $\pm$ 52,85	155,14 $\pm$ 47,43	2,3	G*T (0,256)

Legenda: GF – grupo flexor; GE – grupo extensor; GC – grupo controle; M2 – momento 2 (1º momento de avaliação isocinética a 120°/seg.); M3 – momento 3 (2º momento de avaliação isocinética a 120°/seg.); %Δ – percentagem da variação entre os momentos de avaliação; T (p) – tempo; G (p) – grupo; G*T (p) – interação entre grupo e tempo. *Estatisticamente significativo (p<0,05).

Não foram observadas diferenças significativas entre os grupos no decurso do estudo. Verificamos um efeito significativo do fator tempo e na interação grupo*tempo na variável PTE120, onde é possível verificar a existência de um aumento significativo no GE entre M2-M3. Em relação à variável PTF120, embora não se verifique efeito de interação grupo*tempo existe efeito significativo do fator tempo, sendo observadas diferenças significativas entre M2-M3 nos grupos GF e GE, não se verificando no GC.

A figura 10 mostra esquematicamente os efeitos do programa no movimento de extensão e flexão à velocidade angular 120°/seg. Na variável PTE120 é possível observar uma melhoria notória no GE após programa de EF. Em relação à variável PTF120 observa-se uma evolução positiva entre M2-M3 nos grupos GF e GE, o mesmo não se verificando em GC, que quase mantém os valores absolutos iniciais.

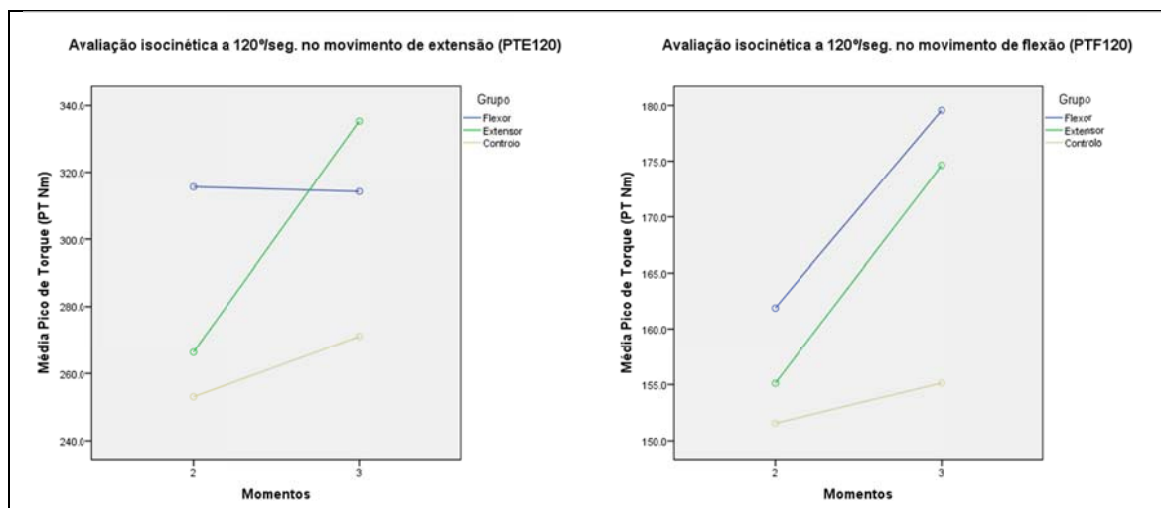


Figura 10: Força isocinética a 120°/seg. (PTE120 e PTF120) ao longo do tempo nos 3 grupos em análise.

Na tentativa de percebermos a relação que a variável dor pode ter tido aquando da avaliação da força, decidimos estudar a correlação entre a variação da dor (Δ EVA) e a variação dos picos de torque isométrico e dos picos de torque isocinéticos nas velocidades angulares de 90°/seg. e 120°/seg. (tabela 11).

Tabela 11: Correlações entre a variação (Δ) da escala de dor (EVA) e variação dos picos de torque isométricos (PTE e PTF) e picos de torque isocinéticos (PTE90 e PTF90; PTE120 e PTF120)

Correlações	Δ EVA M2-M1 (r de Pearson)	p	Δ EVA M3-M2 (r de Pearson)	p
Δ PTE isom M2-M1	-0.273	0.014*		
Δ PTF isom M2-M1	-0.185	0.098		
Δ PTE isom M3-M2			-0.436	0.000*
Δ PTF isom M3-M2			-0.282	0.011*
Δ PTE90 M3-M2			-0.071	0.530
Δ PTF90 M3-M2			-0.099	0.377
Δ PTE 120 M3-M2			-0.064	0.571
Δ PTF120 M3-M2			-0.065	0.564

Legenda: * $p < 0.05$ para correlações significativas. Δ PTE isométrico entre M2-M1; Δ PTF isométrico entre M2-M1; Δ PTE isométrico entre M3-M2; Δ PTF isométrico entre M3-M2; Δ PTE90 na velocidade angular 90°/seg. entre M3-M2; Δ PTF90 na velocidade angular 90°/seg. entre M3-M2; Δ PTE120 na velocidade angular 120°/seg. entre M3-M2; Δ PTF120 na velocidade angular 120°/seg. entre M3-M2; Δ EVA M2-M1 – escala de dor entre M2-M1; Δ EVA M3-M2 – escala de dor entre M3-M2.

Como é possível observar na tabela 11, os resultados indicam que há uma correlação negativa entre a variação da dor entre M2-M1 e M3-M2 e a variação do PTE na avaliação isométrica. De igual modo, na variável PTF foram observadas correlações negativas entre os momentos M3-M2 entre a variação da força e da dor.

3.4. Avaliação da relação agonista/antagonista nos momentos M1, M2 e M3

Apresentamos na tabela 12 o comportamento das variáveis respeitantes ao parâmetro razão antagonista/agonista e rácio E/F nos diferentes momentos avaliados.

Tabela 12: Relação agonista/antagonista (%) nos 3 momentos de avaliação para os diferentes grupos analisados (média $\pm$ desvio padrão (Rácio E/F)).

Avaliação	Grupos	Relação agonista/antagonista (rácio E/F)		
		M1	M2	M3
Isométrica	GF	46,1 $\pm$ 12,3 (1:2,3)	44,5 $\pm$ 12,5 (1:2,3)	45,8 $\pm$ 13,4 (1:2,3)
	GE	46,2 $\pm$ 12,3 (1:2,3)	41,1 $\pm$ 8,4 (1:2,5) ^a	37,4 $\pm$ 7,0 (1:2,7) ^{b,c}
	GC	43,3 $\pm$ 16,5 (1:2,4)	43,2 $\pm$ 12,8 (1:2,4)	38,9 $\pm$ 10,1 (1:2,6) ^b
Isocinética a 90°/seg.	GF	--	55,6 $\pm$ 26,2 (1:2,0)	61,7 $\pm$ 20,1 (1:1,8)
	GE	--	69,9 $\pm$ 20,6 (1:1,6)	53,4 $\pm$ 10,8 (1:1,9) ^b
	GC	--	68,7 $\pm$ 34,4 (1:1,7)	57,8 $\pm$ 23,3 (1:2,1) ^b
Isocinética a 120°/seg.	GF	--	56,9 $\pm$ 19,2 (1:2,0)	65,7 $\pm$ 28,1 (1:1,8) ^b
	GE	--	63,0 $\pm$ 16,1 (1:1,7)	54,8 $\pm$ 13,0 (1:1,9) ^b
	GC	--	70,2 $\pm$ 33,0 (1:1,7)	63,6 $\pm$ 23,3 (1:1,7)

Legenda: Estatisticamente significativo ($p < 0,05$): ^a M1 vs M2; ^b M2 vs M3; ^c M1 vs M3.

A análise da tabela 12 permite constatar que na avaliação isométrica tanto se verifica um efeito do tempo ao longo dos momentos do estudo como se manifesta interações grupo*tempo. Encontramos diferenças com significado estatístico no GE em todos os momentos de avaliação, M1-M2, M2-M3 e M1-M3. No GC verificamos apenas diferenças significativas entre M2-M3. Assim, o GE surpreendeu pelos valores iniciais em M1 de rácio E/F de 1:2,3 finalizando o estudo com rácio E/F de 1:2,7 em M3, expressando que o grupo muscular flexor no final do estudo necessita de fazer 2,7 vezes mais força para igualar a força do grupo muscular extensor.

Na relação agonista/antagonista da variável velocidade angular a 90°/seg. também se verificou um efeito do tempo e da interação grupo*tempo. As diferenças significativas foram encontradas no GE e GC (M2-M3), não se verificando no GF. Na velocidade de 120°/seg. a relação isocinética agonista/antagonista não foi alterada pelo efeito do tempo. Contudo, verificamos efeito na interação grupo*tempo com diferenças significativas no GE e GF, o mesmo não acontecendo no GC.

Na figura 11 expomos esquematicamente as relações agonistas/antagonistas. Nos rácios isométricos, reparamos que o GE apesar de iniciar o estudo com valores médios idênticos ao GF destaca-se pelo resultado obtido no final do programa de EF.

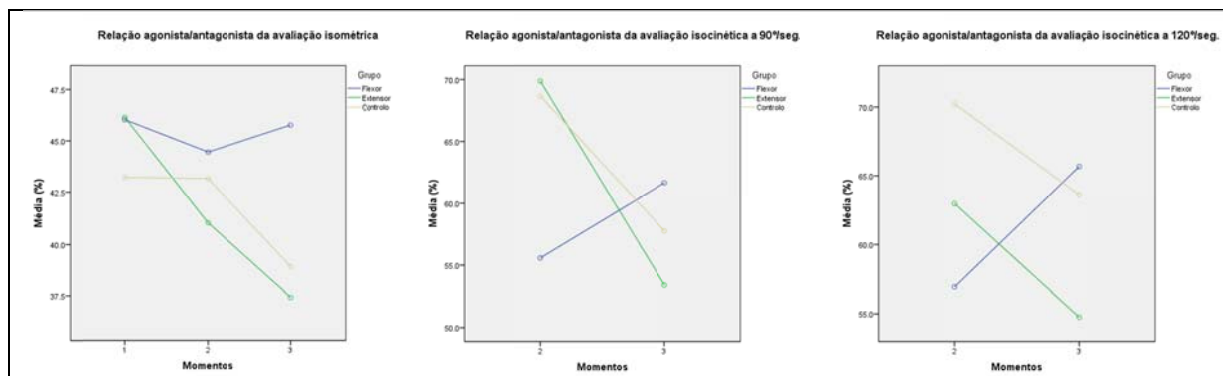


Figura 11: Relações agonista/antagonista para os diferentes grupos analisados e sua interação com os momentos de avaliação (M1, M2 e M3).

3.5. Avaliação do coeficiente de variação em M1, M2 e M3

A tabela 13 apresenta o coeficiente de variação (CV), com resultados percentuais permitindo verificar o quanto as variadas repetições de força isométrica e isocinética realizadas no dinamómetro podem ser diferentes entre si.

Tabela 13: Coeficiente de variação (CV, %) nos 3 momentos de avaliação para os diferentes grupos analisados (média $\pm$ desvio padrão).

Momentos	Grupo	Avaliação Isométrica		Avaliação Isocinética a 90°/seg.		Avaliação Isocinética a 120°/seg.	
		Extensão	Flexão	Extensão	Flexão	Extensão	Flexão
M1	GF	10,1 $\pm$ 7,6	7,0 $\pm$ 4,2	--	--	--	--
	GE	12,0 $\pm$ 14,7	14,4 $\pm$ 15,4	--	--	--	--
	GC	9,3 (7,3)	11,3 $\pm$ 15,0	--	--	--	--
M2	GF	6,5 $\pm$ 4,4	6,5 $\pm$ 4,9	16,7 $\pm$ 8,7	9,1 $\pm$ 8,2	16,3 $\pm$ 9,5	11,0 $\pm$ 8,8
	GE	6,0 $\pm$ 3,2	8,0 $\pm$ 7,8	20,7 $\pm$ 12,3	7,4 $\pm$ 4,1	21,2 $\pm$ 10,6	11,7 $\pm$ 12,1
	GC	6,8 $\pm$ 4,4	8,3 $\pm$ 6,2	19,5 $\pm$ 8,0	8,1 $\pm$ 5,0	21,2 $\pm$ 14,2	11 $\pm$ 9,4
M3	GF	6,6 $\pm$ 3,8	7,1 $\pm$ 5,9	13,5 $\pm$ 9,1	6,8 $\pm$ 4,7	16,2 $\pm$ 8,3	10,5 $\pm$ 7,4
	GE	6,6 $\pm$ 5,1	7,3 $\pm$ 5,7	14,1 $\pm$ 7,9	5,9 $\pm$ 3,0	14,4 $\pm$ 8,9	8,4 $\pm$ 5,7
	GC	8,5 $\pm$ 11,6	9,1 $\pm$ 6,5	12,8 $\pm$ 8,2	7,8 $\pm$ 4,4	15,7 $\pm$ 6,9	9,5 $\pm$ 7,5

Apesar de não serem encontradas diferenças estatisticamente significativas, parece-nos importante notar que no início do programa de tratamento (M1) obtivemos na

avaliação isométrica do movimento de flexão valores médios no GE de 14,4%, e no final do programa de tratamento (M3) para o mesmo grupo, valores médios de 7,3%, numa variação de CV cerca de 50%. Também nos resultados obtidos pelas avaliações isocinéticas e apesar das diferenças não se revelarem estatisticamente significativas, os valores diminuíram entre M2 e M3. Apesar da homogeneidade dos resultados na avaliação isocinética os 3 grupos apresentam valores de CV mais baixos no movimento de flexão lombar.

4. CARACTERIZAÇÃO DA ATIVIDADE FÍSICA HABITUAL

Conforme abordado na metodologia, decidimos avaliar a AFH no sentido de controlarmos um possível fator confundidor. Na tabela 14 apresentamos as categorias e o nível médio de AFH nos diferentes momentos e nos 3 grupos estudados.

Tabela 14: Atividade física habitual nos 3 momentos de avaliação para os diferentes grupos analisados (frequência e média $\pm$ desvio padrão)

Momentos	Grupo	Pouco Ativo	Moderadamente Ativo	Muito Ativo	Média da Amostra total
M1	GE (n=31)	8	20	3	7,84 $\pm$ 0,75
	GF (n=24)	12	9	3	7,54 $\pm$ 0,86
	GC (n=26)	13	11	2	7,60 $\pm$ 0,75
M2	GE (n=31)	8	20	3	7,93 $\pm$ 0,73
	GF (n=24)	12	10	2	7,61 $\pm$ 0,71
	GC (n=26)	14	11	1	7,42 $\pm$ 0,66
M3	GE (n=31)	7	20	4	7,94 $\pm$ 0,86
	GF (n=24)	9	11	4	7,77 $\pm$ 0,69
	GC (n=26)	13	13	--	7,46 $\pm$ 0,63

De um modo geral, os níveis de AFH situaram-se entre o pouco e moderadamente ativo, não tendo sido observadas alterações relevantes no valor médio de AFH ao longo do protocolo experimental nos 3 grupos estudados.

A tabela 15 apresenta o efeito do fator tempo, grupo e da interação grupo/momento nos 3 grupos e 3 momentos em estudo para a variável AFH.

Tabela 15: Efeitos de interação ao longo do estudo na atividade física habitual

Variável	Efeito de interação	F	η^2
Atividade física habitual	Grupo	2,771	0,066
	Tempo	0,825	0,021
	Interação Grupos/Tempo	1,472	0,037

*Estatisticamente significativo ($p < 0,05$).

Da observação da referida tabela verificamos que não houve uma variação significativa ao longo da intervenção na variável da AFH nos diferentes grupos estudados, não existindo diferenças entre momentos, grupos e na interação grupo*tempo.

O mesmo pode ser constatado na Figura 12, onde a variação ao longo do tempo nos diferentes grupos foi praticamente inexistente.

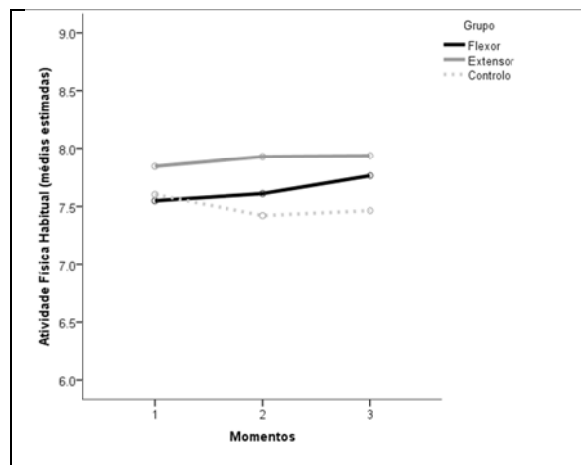


Figura 12: Caracterização da atividade física habitual ao longo do tempo nos 3 grupos em análise.

5. CARACTERIZAÇÃO DA PERCEÇÃO SUBJETIVA DE ESFORÇO

Por último, e na tentativa de melhor caracterizar a limitação associada ao quadro clínico da LI decidimos observar em qual dos testes realizados no dinamómetro os indivíduos sentiram mais dificuldade. Utilizamos a escala de Borg modificada entre M2-M3 para avaliar a percepção subjetiva de esforço (Tabela 16).

Tabela 16: Percepção subjetiva de esforço para os diferentes grupos analisados em função do teste de força muscular (frequência)

Testes	Momentos	Grupos	Escala de Borg modificada											
			0	0,5	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Isométrico	M2	GF	--	--	--	--	2	1	10	2	5	3	1	--
		GE	--	--	--	--	2	3	10	4	5	2	5	--
		GC	--	--	--	--	2	1	7	4	6	1	5	--
	M3	GF	--	--	--	--	6	4	5	4	5	--	--	--
		GE	--	--	--	1	7	4	10	2	5	1	1	--
		GC	--	--	--	1	4	1	8	3	4	3	1	1
Isocinetico 90º/seg.	M2	GF	--	--	1	--	2	1	8	2	7	1	2	--
		GE	--	--	--	--	1	4	7	6	10	2	1	--
		GC	--	--	--	--	2	--	10	4	5	2	3	--
	M3	GF	--	--	--	2	4	--	7	3	5	1	2	--
		GE	--	--	--	1	4	2	12	4	8	--	--	--
		GC	--	--	--	--	5	2	8	4	4	2	1	--
Isocinetico 120º/seg.	M2	GF	--	--	1	1	3	2	7	6	2	2	--	--
		GE	--	--	--	1	2	4	13	6	3	2	--	--
		GC	--	--	--	3	2	5	7	3	5	1	--	--
	M3	GF	--	--	2	3	5	4	7	1	1	1	--	--
		GE	--	--	--	4	8	9	6	3	1	--	--	--
		GC	--	--	--	5	6	6	6	2	1	--	--	--

Observando a tabela 16 verifica-se que a amostra demonstra alguma dificuldade na realização dos testes de avaliação de força. De um modo muito genérico, a escala 5, correspondente a percepção de esforço 'intenso', é aquela que apresenta maiores frequências, em particular na avaliação isométrica. Em relação à avaliação da força dinâmica, os resultados são homogêneos tanto nas avaliações a velocidades angulares de 90º/seg. como a 120º/seg., sendo, de um modo geral, as escalas 'intensa' e 'muito intensa', aquelas com maiores frequências para todos os grupos de estudo. No entanto, enquanto na avaliação isocinética a 90º/seg. não se encontra a escala 2 com a designação de 'leve', na avaliação isocinética a 120º/seg. encontramos 5 indivíduos distribuídos pelo GF (1), GE (1) e GC (3), levando-nos a pensar que a avaliação na velocidade angular de 120º/seg. poderá eventualmente ter sido mais fácil de realizar do que as avaliações na velocidade de 90º/seg. e isométrica.

V. DISCUSSÃO

O presente estudo pretendeu estudar o efeito de dois programas distintos de EF nos níveis de força dos músculos flexores (EFF) e extensores do tronco (EFE), na dor, na CF e ML em indivíduos com LI. Ou seja, tentou-se perceber qual o benefício do EF baseado no fortalecimento dos músculos abdominais por comparação com a proposta consensual do EF baseado no fortalecimento dos músculos extensores do tronco. Durante seis meses, ambos os programas de EFF e EFE tiveram por base um protocolo combinado de treino isométrico nos primeiros três meses e dinâmico nos três meses seguintes. Além disso, pretendeu-se observar qual dos testes de força por nós utilizado (isométrico vs. dinâmico) se percebe como menos custoso de realizar em indivíduos com LI.

1. AMOSTRA

A amostra do nosso estudo foi de conveniência sendo a participação no estudo voluntária. Apesar deste processo amostral ter a vantagem de ser rápido, barato e fácil, não garante que a amostra seja representativa da população, pelo que os resultados só se aplicam a ela própria. Tendo por base os critérios pré-referenciados na metodologia utilizada em numerosos estudos envolvendo indivíduos com LI (Ebrahimi et al., 2005; Moffroid et al., 1993; Nourbakhsh & Arab, 2002), um dos critérios de inclusão para a seleção da nossa amostra foi o facto de possuir diagnóstico clínico de LI até 3 meses de evolução. Na realidade, apesar de se encontrar uma variedade de critérios referenciada na literatura para classificar a lombalgia com características inespecíficas onde a duração mínima de sintomas dolorosos, varia entre os 3 meses (Ebrahimi et al., 2005; Moffroid et al., 1993; Nourbakhsh & Arab, 2002), 6 meses (Gruther et al., 2009; Ripamonti et al., 2011), ou mais de 12 meses (Lee et al., 1999), a evolução clínica até 3 meses é a duração mais frequentemente observada na literatura.

No momento de *baseline* comparámos os diferentes grupos estudados quanto às variáveis: dor, idade, sexo, variáveis antropométricas, funcionalidade, ML, níveis de força e de AFH, não tendo sido encontradas quaisquer diferenças estatisticamente significativas entre eles. Malliou et al. (2006) mencionam que o dilema metodológico

mais comum que os investigadores enfrentam é aquando da distribuição homogénea dos indivíduos com LI com o mesmo diagnóstico clínico e temporal no sentido de permitir uma comparação e discussão de resultados com veracidade científica.

É possível que a nossa amostra seja relativamente homogénea, possuindo características similares, na medida em que optamos por excluir indivíduos com dor severa lombar. Embora reconhecendo que esta opção metodológica de seleção da amostra possa, de certo modo, restringir os nossos resultados à população geral de indivíduos com LI, justifica-se, não apenas, para minimizarmos os riscos lesionais inerentes à avaliação da força muscular mas fundamentalmente na tentativa de obter uma maior reprodutibilidade dos resultados, excluindo prováveis valores extremos que poderiam influenciar os resultados finais. De acordo com Dvir (2003) quando uma patologia está presente e possui um arco doloroso, além da avaliação dos músculos poder estar contraindicada, está normalmente associada a uma baixa reprodutibilidade dos resultados e a uma grande dificuldade na estimativa do seu significado clínico.

Outro impasse no critério de seleção da amostra refere-se à faixa etária. No nosso caso, apesar de reconhecermos o potencial efeito do fator idade, nomeadamente na funcionalidade muscular, decidimos, tal como noutros estudos, manter a heterogeneidade das idades compreendidas entre os 21-71 anos para se conseguir um quórum significativo de 81 indivíduos. Diferentes estudos com LI, tal como o nosso, têm utilizado amostras heterogéneas quanto ao escalão etário variando desde 18-60 anos (Gruther et al., 2009), 18-65 anos (McKune et al., 2012), 18-70 anos (Scheuer & Friedrich, 2010), e os 18-80 anos (Danneskiold-Samsoe et al., 2009). Em conformidade com esta temática, Scheuer & Friedrich (2010) referem que a idade parece não ter influência significativa sobre os ganhos de força muscular do tronco. Importa, ainda salientar que entre os grupos não foram observadas diferenças na idade, ou seja, existiu uma distribuição homogénea entre grupos.

De igual modo, não subdividimos a nossa amostra por sexo, sendo que a distribuição entre grupos não foi estatisticamente significativa. Assim sendo, a nossa amostra envolveu homens e mulheres com idades compreendidas entre 21-71 anos. Danneskiold-Samsoe et al. (2009) no seu estudo sobre a avaliação da força muscular isocínética e isométrica, numa população saudável e com especial referência ao sexo e à faixa etária entre 20-80 anos, chegaram à conclusão que a força muscular nos homens diminui de forma linear a partir dos 25 anos até aos 75 anos entre 54% e 89%. Em relação às mulheres, a força muscular está dependente do peso e diminui

com a idade a partir dos 41 anos de idade. Assim sendo, a diminuição da força muscular aparece entre os 40 e os 75 anos numa relação de 48% a 92%. Para a maioria dos grupos musculares, os homens são 1,5 a 2 vezes mais fortes do que as mulheres, e os homens mais velhos, possuem força semelhante à observada nas mulheres mais jovens. No entanto e apesar das mulheres possuírem níveis de força inferiores aos homens, a literatura não é unânime quanto às diferenças de sexos no que se refere à magnitude dos ganhos após programas de reforço muscular (da Silva et al., 2011; Kuukkanen & Mäkiä, 1996).

Lemmer et al. (2000) referem que, independentemente da idade e do sexo, com técnicas adequadas é possível aumentar a força dos grupos musculares exercitados. Também relativamente ao método de avaliação, através de dinamómetro isocinético, Melzer et al. (2000) mostram que a fadiga e resistência manifestadas não estão diretamente relacionadas com a idade e sexo. Embora reconhecendo que a divisão por idade e por sexo poderia ser vantajosa do ponto de vista metodológico até porque as mulheres têm uma maior prevalência de LI e um grau de comprometimento funcional mais elevado em comparação com os homens (Leeuw et al., 2007; Preuper et al., 2007; Robinson et al., 2005), é importante referir que não foram verificadas diferenças estatisticamente significativas nem na idade, nem no sexo em relação aos três grupos intervenientes pelo que efetuamos uma padronização dos grupos e não as consideramos.

Relativamente às variáveis antropométricas, na avaliação de *baseline* calculamos o IMC e classificamos os sujeitos de acordo com a Organização Mundial de Saúde (OMS) (2000). Não foram igualmente observadas diferenças iniciais entre os grupos em estudo, apresentando a nossa amostra valores de IMC situados entre 25,7 kg/m² e 26,4 kg/m², ou seja, valores considerados ligeiramente acima do peso ideal (<25 kg/m²) (Santos et al., 2005b). Quer o IMC, quer o peso corporal da nossa amostra, poderão eventualmente estar relacionados com a menor gravidade da sintomatologia lombar por comparação com outros estudos.

Por exemplo, autores como Bigos et al. (2009) e Toscano & Egypto (2001) referem que níveis elevados de peso corporal, não observados no nosso estudo, poderão alterar o equilíbrio biomecânico postural durante as funções diárias, excedendo os limites toleráveis pelo sistema músculo-esquelético, de tal modo que indivíduos com excesso ponderal e IMC elevados mostram uma maior prevalência para dores lombares e uma tendência em manter os quadros dolorosos já adquiridos.

Também, Bayramoglu et al. (2001) concluem que a obesidade e a diminuição de força dos músculos do tronco são fatores de risco muito importantes na LI crônica, e protagonizam que um programa de fortalecimento muscular antero-posterior do tronco contribui deveras para a sua prevenção. Para além de existir uma relação entre elevados valores de IMC e a dor na LI, alguns autores como Mortimer et al. (2001) e Polito et al. (2003) alertam para a possibilidade da cronicidade da LI estar também associada a valores de IMC abaixo do normal. Possivelmente este facto relaciona-se com a debilidade do sistema muscular esquelético, em particular com a falta de força dos músculos do tronco. Nesse sentido, implementamos no nosso estudo um programa combinado de reforço muscular envolvendo período de trabalho isométrico seguido de trabalho dinâmico.

2. PROTOCOLO DOS PROGRAMAS DE EXERCÍCIO FÍSICO

Sabendo que não existem programas de EF ideais para a LI, decidimos por uma intervenção combinada, ou seja, iniciamos a primeira fase do estudo por aquele protocolo que nos pareceu mais apropriado ao nosso tipo de amostra sintomática e pelo potencial que o EF isométrico possui na resolução da LI aguda. Na segunda fase do estudo, optamos pelo protocolo de EF dinâmico no sentido de melhorar a força, hipertrofiar a musculatura abdominal e melhorar a performance de movimentos específicos, quer na atividade profissional, quer no dia-a-dia.

Neste sentido, atendendo a que, se por um lado, o EF isométrico (de estabilização profunda) parece ser aquele mais específico para a LI na redução da dor e aumento da CF (McGill, 1998) para além de ser frequentemente aconselhado dada a sua especificidade antiálgica (Campos, 2004; McKune et al., 2012), e se por outro lado, o EF dinâmico de condicionamento muscular se afigura também como recomendado no tratamento da LI (Koumantakis et al., 2005), utilizamos no nosso estudo um programa de EF combinado com trabalho isométrico e trabalho dinâmico.

Atendendo à particularidade dos músculos do tronco, diferentes autores (Arokoski et al., 2004; McGill, 2007; Ripamonti et al., 2011) defendem que os músculos intervertebrais profundos que proporcionam estabilidade intersegmentar devem ser trabalhados em isometria (exemplo dos músculos multifídios, transverso abdominal e oblíquo interno), enquanto os músculos mais superficiais do tronco, responsáveis pelo

movimento, devem ser desenvolvidos dinamicamente (exemplo dos músculos extensores do tronco e retos abdominais). A corroborar a nossa opção metodológica, estudos desenvolvidos por Koumantakis et al. (2005), referem que para se adquirir uma boa saúde lombar e condicionamento físico se deve utilizar os dois tipos de contração muscular.

A duração de 3 meses para cada protocolo foi considerada para uniformizar os diferentes programas de EF existentes. Assim, e de acordo com Pollock et al. (1989), quando se pretende aumento da funcionalidade e diminuição da dor lombar, em especial dos músculos extensores do tronco, são necessários pelo menos 2,5 a 3 meses de trabalho isométrico. No que se refere ao trabalho dinâmico, diferentes autores (Danneels et al., 2001; Leggett et al., 1999; Mooney et al., 1997) indicam que após 2 a 2,5 meses é possível alcançar benefícios na dor e funcionalidade lombar.

Relativamente aos grupos musculares por nós treinados, pretendemos neste estudo comparar o efeito sobre o quadro clínico da LI após um programa de reforço dos músculos flexores vs. músculos extensores do tronco. Da literatura por nós consultada, os efeitos dos diferentes tipos de fortalecimento muscular antero-posterior do tronco aquando de LI não são consensuais. Enquanto a maioria dos estudos relatam a possibilidade da diminuição de dor lombar e aumento da funcionalidade com o fortalecimento dos extensores do tronco (American College of Sports Medicine, 2011; Arokoski et al., 2001; Chok et al., 1999; Lee et al., 1999), outros estudos, mais escassos, valorizam o fortalecimento dos músculos flexores do tronco para a mesma realidade clínica (Cailliet, 2001; Campos, 2004; McKune et al., 2012).

Assim sendo, e no sentido de dar mais um contributo para este certame acerca de qual o melhor programa de EF na LI, entendemos ser relevante perceber até que ponto o fortalecimento dos músculos abdominais é tão ou mais importante como o fortalecimento dos extensores do tronco proposto pela generalidade dos artigos por nós consultados. O nosso estudo contemplou programas trissemanais de EF domiciliário, adaptados a cada indivíduo e realizados em dias alternados, mas pressupondo uma supervisão regular quinzenal procurando sempre manter níveis elevados de adesão.

Embora houvesse preocupação da nossa parte em fazer esse controlo, é possível que este tipo de estudos requeira uma maior supervisão para se obterem maiores benefícios. Tendo por base o estudo de outros autores (Chok et al., 1999; McGill,

1998), os nossos programas de EF além de domiciliários, foram realizados com uma intensidade baixa a moderada com sessões trissemanais de aproximadamente 30 a 45 minutos. Fritz (2005) com menos uma sessão semanal (bissemanais) comparativamente ao nosso, mas utilizando protocolos com intensidade elevada, apresentaram resultados positivos após 3 meses de treino. Já Arokoski et al. (2004) num programa de EF domiciliário durante 3 meses e efetuado sem supervisão e motivação adicional, com unicamente 4 a 6 sessões ambulatoriais de orientação, não conseguiram qualquer tipo de ganho na força muscular flexora ou extensora do tronco, assim como, os índices de Oswestry não conseguiram demonstrar diminuição da dor lombar nem aumentar a CF.

Assim sendo, o facto do programa de EF, com intensidade baixa a moderada, ter sido realizado no domicílio sem controlo direto de um especialista, poderá ter influenciado, de certo modo, os resultados no nosso estudo, particularmente no que se refere ao desempenho muscular. Por exemplo, quando observamos os resultados do estudo de Kuukkanen & Mätkiä (1996), verificamos valores mais elevados em termos de performance muscular no grupo que realizou o programa EF domiciliário orientado diretamente por um terapeuta.

De facto, reconhecemos que pelo facto de não conseguirmos supervisionar sempre a nossa amostra, perdemos alguma segurança não conseguindo estimar se o programa domiciliário de EF pré-estabelecido foi realizado na íntegra. Do ponto de vista metodológico e segundo diferentes autores (Chok et al., 1999; McGill, 1998), a frequência do nosso programa de EF de 2 a 3 vezes por semana e com a duração de 3 meses é considerada apropriada para produzir benefícios na dor e na CF de indivíduos com LI. Tal como observado noutros estudos (Campos, 2004; Norris, 1993), os exercícios implicados nos nossos protocolos de EF, seja de reforço dos músculos flexores seja dos músculos extensores do tronco, utilizaram unicamente o peso corporal manipulando as alavancas corporais no sentido da progressão do treino.

Assim e tal como estabelecido noutros estudos (Chok et al., 1999; McGill, 2006), utilizamos uma progressão de 4 níveis na alteração das alavancas corporais através do posicionamento das mãos/membros superiores. A maioria dos estudos encontrados sobre o efeito dos programas de reforço muscular nos indivíduos com LI utilizam pesos ou equipamento específico, sendo mais escassos os estudos, como por exemplo, o de Sjölie & Ljunggren (2001) que, tal como o nosso, utilizaram programas

de progressão de força utilizando unicamente o peso corporal e suas alavancas na progressão dos mesmos.

Segundo Campos (2004), constata-se que em relação aos programas de EF para indivíduos com LI, em particular aqueles de reforço muscular da região abdominal, os protocolos de fortalecimento existentes são de tal forma discutíveis que ao longo dos anos têm aparecido inúmeras propostas. Para além desta ausência de uniformidade quanto à forma de sobrecarga (peso corporal vs. uso carga externa), parece não existir igualmente concordância quanto à intensidade, duração e frequência do tipo de EF a utilizar (Airaksinen et al., 2006; Carpenter & Nelson, 1999; Costa & Palma, 2005; Danneels et al., 2001; Gunnarsson et al., 2011; Leggett et al., 1999; McGill et al., 1999; van Poppel et al., 2000).

Assim, é possível que a conflitualidade de resultados nos diferentes estudos se relacione com a falta de uniformização dos protocolos de treino. Todavia, é igualmente importante considerar a falha na padronização quanto aos procedimentos de avaliação nesta conflitualidade de resultados, tornando, por vezes, difícil a interpretação e a discussão dos mesmos (Demoulin et al., 2006; Ripamonti et al., 2011).

3. AVALIAÇÃO DA DOR LOMBAR

Um dos itens de avaliação utilizado no presente estudo, realizado nos 3 grupos em análise e nos 3 momentos de avaliação, foi a intensidade da dor referida pelo indivíduo na escala EVA, sempre na presença do mesmo avaliador. Esta escala beneficia da possibilidade de definir a dor pessoal e subjetiva numa linha sem numeração de 0 a 10 e é bem aceite tanto na comunidade académica como clínica. Entretanto, decidimos utilizar as considerações categóricas de Jensen et al. (2003) para interpretação dos valores obtidos, onde valores entre 0 e 0,4 cm significam “sem dor”; entre 0,5 cm e 4,4 cm, exprimem “dor suave”; entre 4,5 cm e 7,4 cm, expressam “dor moderada”; e entre 7,5 cm e 10 cm, representam “dor severa”.

Para além de ser frequentemente utilizada em estudos acerca do efeito do EF na LI (Domingues de Freitas & Greve, 2008; Gruther et al., 2009; Lee et al., 1999; Olivier et al., 2008), esta escala tem a vantagem de ser válida, confiável e ser de rápida aplicação (Gridley & van den Dolder, 2001). Obviamente que estas vantagens, não retiram a subjetividade inerente à avaliação da dor, o que poderá contribuir para

alguma falta de consistência científica. Segundo Malliou et al. (2006), a resposta ao sintoma de dor está diretamente influenciada por reações ou alterações comportamentais e psicológicas, tais como o *stress* emocional, depressão e a opinião da parte do indivíduo sobre a saúde em geral. Por outro lado, estudos têm mostrado que a dor poderá igualmente estar relacionada com os medos ou crenças da pessoa relativamente à sua origem da dor ou à possibilidade de um aumento ou mesmo uma nova lesão, podendo desta forma, influenciar a sua avaliação (Bogduk, 2006; Koumantakis et al., 2005).

Concordamos com Williams et al. (2000) quando referem que, apesar de valorizarem o uso da escala EVA, existe a necessidade de se levar em conta a subjetividade inerente até porque, segundo os autores, esta escala pode esconder significados complexos sendo que a linguagem dolorosa individual expressa numa categorização numérica pode estar relacionada com elementos atribuíveis à dimensão da função ou mobilidade. No entanto, apesar desta subjetividade inerente e da sua influência por inúmeros fatores, optamos por usar no nosso estudo tendo por base Souza & Krieger (2000) onde verificaram que a escala EVA é um instrumento válido e fidedigno com correlação de Pearson superior a 0,70 e elevado nível de significância estatística para avaliar a sintomatologia da coluna vertebral lombar. Além disso, a sua simplicidade em termos de aplicação evidencia uma boa validade de convergência com o questionário Oswestry utilizado no nosso estudo (Davidson & Keating, 2002).

Os resultados do nosso estudo mostram a existência de uma variação significativa ao longo do tempo na variável dor. Assim sendo, no GE ocorreram diferenças estatisticamente significativas em todos os momentos de avaliação (M1-M2, M2-M3 e M1-M3). Em relação aos grupos GF e GC, ambos apresentam diferenças significativas entre M1-M2 e entre M1-M3. Considerando o facto de a interação grupo*tempo não ter apresentado um efeito significativo em nenhuma das variáveis referidas, conclui-se que a variação deste parâmetro ao longo do tempo não depende dos grupos de origem. Todavia e apesar de não existirem diferenças significativas entre os grupos nos diferentes momentos, parece-nos importante referir que o GE foi aquele que apresentou mais expressividade em todos os momentos de avaliação.

Além disso, é notória uma diminuição significativa da dor entre M1-M3 na escala de dor suave (0,5-4,4cm) em ambos os grupos de intervenção, GF e GE, com diferenciais de respetivamente, 33,3% e 32,3% face aos valores iniciais. Estes resultados assumem particular relevância na medida em que, segundo Jensen et al. (2003)

qualquer diminuição igual ou superior a 33% da variável dor constitui uma mudança significativa na melhoria da sintomatologia do indivíduo.

A literatura não é consensual quanto ao efeito do EF na dor lombar, enquanto alguns autores como Olivier et al. (2008) descrevem diminuições na ordem dos 24%, outros como Gruther et al. (2009) e Evans et al. (1987) relatam o seu não-efeito. Apesar de ser insistentemente pedido aos indivíduos para nos relatarem qualquer alteração no tipo e na dosagem da medicação ao longo do estudo, uma das hipóteses por nós levantada na diminuição da dor do CG ao longo do estudo, poderá estar relacionada com a medicação, nomeadamente no receituário anti-inflamatório e analgésico (Olivier et al., 2008). Além disso, tal como referido anteriormente, a perceção da dor é influenciada por vários fatores (psicológicos, funcionais, comportamentais, problemas saúde, etc), não sendo como tal de descurar a sua subjetividade inerente e a menor consistência científica mesmo quando avaliada por um método válido (Bogduk, 2006; Koumantakis et al., 2005).

4. AVALIAÇÃO DA CAPACIDADE FUNCIONAL

Dada a relação da dor lombar com a diminuição da CF e da possível implicação no dia-a-dia dos indivíduos, no presente estudo foi utilizado o Oswestry Disability Questionnaire, capaz de avaliar em que grau a LI afeta a funcionalidade nas AVD. A versão por nós aplicada foi a original de Fairbank et al. (1980) que segundo Davidson & Keating (2005) apresenta um índice de fiabilidade com variação de 0,83 e 0,99. Múltiplos estudos (Davidson & Keating, 2002; Koumantakis et al., 2005; Kuukkanen & Mäkiä, 1996; Reneman et al., 2002) demonstram que existe uma associação entre a CF dos músculos do tronco e a lombalgia. Segundo Davidson & Keating (2005), quanto mais a função estiver comprometida, mais complexo será o processo de cronicidade da LI. Segundo estes autores, alterações funcionais entre 20 e 40% são consideradas importantes, pois não apenas afetam a vida pessoal diária do indivíduo mas também as tarefas profissionais e sociais.

Embora existam na literatura por nós consultada outros questionários igualmente válidos para determinar a CF, como por exemplo, o Roland-Morris Disability Questionnaire, consideramos a utilização do questionário Oswestry no presente estudo na medida em que para além da sua validade e fiabilidade, diferentes autores o

sugerem como mais ajustado aos indivíduos com LI (Arokoski et al., 2004; Kuukkanen & Mäkiä, 1996).

Tal como observado na dor, os nossos resultados não revelaram diferenças significativas entre os grupos nem na interação grupo*tempo em relação à CF. No entanto, foi possível observar um efeito significativo do tempo, tendo sido observadas diferenças estatisticamente significativas entre M1-M3 em todos os grupos do estudo. Assim sendo, embora dentro de cada grupo tenham sido observadas diferenças significativas entre momentos, entre os grupos não existiram diferenças significativas em nenhum dos momentos de avaliação.

Embora fosse espetável a alteração positiva nos grupos de intervenção face ao GC, tal como no nosso estudo, outros autores em estudos idênticos confirmam a não existência de significado estatístico entre os grupos de intervenção protocolar e o de controlo. Por exemplo, Kuukkanen & Mäkiä (1996) observaram a inexistência de diferenças significativas no desempenho muscular dos seus 3 grupos em análise (grupo com EF intensivo supervisionado, grupo com EF domiciliário e grupo controlo).

É possível que o GC, pelo facto de pertencer à nossa investigação, se tenha percecionado como possuindo uma menor dor face ao início do estudo, tendo este aspeto influenciado a sua CF. Vlaeyen et al. (2002) alertam-nos para a importância e cuidado da avaliação da CF na medida em que certos indivíduos com LI com personalidade otimista, perante o esforço que lhes é pedido, demonstram comportamentos de menor dor e maior CF. A maioria da nossa amostra (56 indivíduos) relata perceções de dor suave (0,5-4,4) e 24 de dor moderada (4,5-7,4) na escala EVA. Possivelmente o facto de serem voluntários e da amostra ser de conveniência onde, por questões de segurança inerente ao programa de EF e às avaliações foram excluídos os casos de LI grave, pode ter condicionado os nossos resultados. A corroborar, autores como Gruther et al. (2009) num estudo sobre precisão diagnóstica e confiabilidade na LI consideraram como critério de inclusão para avaliar CF um valor da escala de EVA superior a 3.

O facto é que quando um individuo apresenta dor e fraqueza muscular reporta igualmente uma diminuição da sua CF (Davidson & Keating, 2002; Reneman et al., 2002) e, por isso, podemos constatar em M1 índices percentuais mais elevados. A tendência dos nossos resultados para a variável CF foi sofrer efeito significativo apenas no tempo em todos os grupos estudados.

5. AVALIAÇÃO DA MOBILIDADE LOMBAR

Neste estudo, além da preocupação em avaliar o déficit muscular do tronco antero-posterior demos relevância à ML. A avaliação deste parâmetro é cada vez mais frequente e tido como pertinente quando avaliamos indivíduos com LI. Estes indivíduos têm tendência para uma amplitude de movimento (ADM) de flexão/extensão da coluna vertebral limitada (Malliou et al., 2006), ou seja, os músculos e ligamentos que envolvem a coluna vertebral não são utilizados na sua amplitude normal (Deyo & Weinstein, 2001; Sjölie & Ljunggren, 2001).

Para avaliar a ML utilizamos o método de Schober modificado, por ser simples de realizar e de rápida execução. O teste consiste na realização da flexão anterior do tronco, mantendo os joelhos o mais possível, em extensão. Autores como Macrae & Wright (1969) referem que este teste possui uma boa reprodutibilidade, sendo o erro intra-observador de 0,20 e o erro inter-observador apresentar um coeficiente de variação de 0,97. Malliou et al. (2006) recomendam a utilização em indivíduos com LI o questionário Oswestry para a avaliação da CF, assim como, o método de Schober para as medições da ML.

Contudo, apesar do método de Schober ser fiável e barato para que os resultados sejam fiáveis e válidos, Malliou et al. (2006) recomendam especial atenção às características específicas de cada indivíduo com LI devido à disfunção clínica e à sua capacidade física diminuída. Assim sendo, em relação ao fator intra-observador foi considerada especial atenção à avaliação postural dos indivíduos, assim como, à execução do próprio movimento de flexão anterior da coluna na tentativa de eliminar qualquer movimentação viciosa devido às possíveis contraturas musculares involuntárias. Sobre a mesma temática, Sjölie & Ljunggren (2001) utilizaram o método de Schober e confirmaram que a hipermobilidade dos movimentos de flexão e extensão lombar não está associada à LI. No entanto, concluíram que a hipermobilidade associada à hipotonia muscular pode ser evidente como fator de risco para desencadear uma lombalgia.

Tendo por base o estudo de Danneskiold-Samsoe et al. (2009), com o objetivo de antecipar a possibilidade do desencadeamento de um desconforto lombar aquando da avaliação isocinética foi realizado um aquecimento prévio no tapete rolante durante 5 minutos. No entanto, e apesar de entendermos efetuar este período de aquecimento, a

literatura não é unânime acerca da necessidade de um aquecimento prévio uma vez que esta avaliação implica os músculos de suporte e de estabilização contínua dos movimentos do tronco. Segundo alguns autores (Cailliet, 2001; Kapandji, 1975) presumem-se que na posição bípede tanto os músculos extensores do tronco anti-gravitacionais (com função de suporte) como os músculos flexores (com função de tensão e sustentação) trabalhem de forma isométrica e permanente e como tal estejam continuamente aquecidos.

Apesar de todas estas particularidades inerentes à avaliação postural vertebral, os resultados da ML mostram que apesar de não existirem diferenças estatisticamente significativas na interação grupo*tempo, foi possível observar diferenças significativas no tempo entre M1-M2 e M1-M3 para todos os grupos em estudo, sugerindo que globalmente os grupos apresentaram evolução positiva da ML ao longo do tempo, sendo particularmente evidentes nos 3 primeiros meses de treino isométrico.

De realçar que todos os resultados apresentados no final do estudo da ML manifestam-se superiores a 5 cm, o que nos sugere uma amostra com carácter funcional (Domingues de Freitas & Greve, 2008) sendo mais expressivos nos grupos GE e GF, ambos com médias de 5,6 cm. A propósito destes valores, Domingues de Freitas & Greve (2008) referem que o teste Schober com resultados abaixo de 5 cm indicam ML débil. Estes autores encontraram aumentos significativos na média da ML (5,7 cm) no grupo que realizou o programa de EF no dinamómetro em comparação com o grupo que foi submetido a um programa de EF com bola terapêutica (5,5 cm).

6. AVALIAÇÃO DA FORÇA MUSCULAR

A força muscular foi por nós utilizada no presente estudo dada a sua reconhecida implicação no desenvolvimento de disfunções osteoarticulares da coluna lombar. Neste sentido, e sabendo que os músculos extensores e flexores da coluna são grupos musculares determinantes (Chok et al., 1999; McGill et al., 1999), a nossa escolha recaiu sobre a avaliação destes grupos musculares. Além disso, em indivíduos com LI, a avaliação da força destes grupos musculares pode ser um preditor importante seja da dor (Lee et al., 1999), da CF (Maul et al., 2005), como também, da ML (Bogduk, 2006).

O reconhecimento cada vez maior da importância da integridade e da função do sistema músculo-esquelético nos indivíduos com LI justifica o crescente interesse do estudo acerca do efeito dos programas de reforço muscular. Todavia, apesar de numerosos estudos acerca do efeito dos programas de EF na força nos músculos extensores e flexores da coluna lombar, os resultados não são totalmente conclusivos, sendo muitas vezes contraditórios. Uma possível explicação para esta discrepância de resultados pode residir na falta de standardização de protocolos e procedimentos de avaliação, o que, por vezes, torna difícil a interpretação e comparação dos resultados (Dvir, 2003).

A avaliação isocinética tem sido cada vez mais utilizada como método de avaliação da *performance* muscular em estudos com indivíduos com LI, sendo, tradicionalmente, utilizado o torque máximo nestas avaliações. No entanto, devido ao elevado custo do aparelho dinamómetro, a maioria dos estudos utiliza como alternativa a aplicação de testes isométricos, quer para os músculos flexores (McGill et al., 1999), quer para os músculos extensores do tronco, como é o caso do teste de Sorensen (Biering-Sorensen, 1984; Demoulin et al., 2006; Ebrahimi et al., 2005; Gruther et al., 2009).

Todavia, o teste de Sorensen embora frequentemente usado na comunidade científica na avaliação dos músculos extensores do tronco até porque se trata de método simples e rápido, a sua avaliação é menos rigorosa (Demoulin et al., 2006). Para além disso, vários são os autores que manifestam dificuldades clínicas durante o procedimento deste teste devido à sua exigência (Ebrahimi et al., 2005). Por exemplo, Biering-Sorensen (1984) relataram que 24% da sua amostra não conseguiu completar o teste, devido principalmente a dores lombares, mas também, a comprometimentos nos membros inferiores e abdómen aquando da sua execução.

Assim, levanta-se a questão da importância da avaliação isocinética em detrimento da avaliação da força isométrica pelo método clássico Sorensen utilizado por vários investigadores (Demoulin et al., 2006; Gruther et al., 2009). Para além de ser considerado um método seguro, embora implique alguns cuidados no que se refere à possível ocorrência de lesões ortopédicas, permite uma maior standardização do protocolo de teste e a sua objetividade e reprodutibilidade tornam o dinamómetro isocinético num instrumento válido e rigoroso para analisar a efetividade de um programa de EF (Danneskiold-Samsoe et al., 2009; Grabiner et al., 1990). Dvir (2002) demonstrou que o dinamómetro isocinético por nós utilizado é válido e apresenta uma boa fiabilidade (0,91) na medição da força muscular. Além disso, as mensurações

isocinéticas apresentam várias vantagens em termos de padronização e reprodutibilidade, com CCI entre 0,95-0,98 (Danneskiold-Samsoe et al., 2009; Grabiner et al., 1990).

Contudo, é importante reter que dinamómetros produzidos por diferentes fabricantes podem apresentar baixa reprodutibilidade inter-examinador (Dvir, 2002), tornando assim a comparação dos estudos usando distintos dinamómetros muito difícil (Amell et al., 2000). Mesmo na comparação de resultados utilizando igual dinamómetro, Dvir (2003) alerta para a necessidade da formulação de protocolos padrão. Este termo representa um conjunto de parâmetros que devem ser partilhados com os investigadores do mesmo dinamómetro para que os resultados não sejam só um mero cálculo, mas que sejam interpretáveis ao longo da mesma ideologia de estudo. Segundo autores como Amell et al. (2000) e Urzica et al. (2007), estes parâmetros baseiam-se na posição de teste, na estabilização dos indivíduos, no eixo biológico-mecânico de rotação do dinamómetro, na ADM, na possível correção dos efeitos gravitacionais, nas velocidades angulares e na presença ou ausência do estímulo verbal e visual.

Em conformidade com o atrás exposto, da literatura por nós consultada foi possível observar uma realidade de estudos muito diversificada quanto aos procedimentos de avaliação da força muscular em dinamómetro, evidenciando modelos e protocolos de avaliação bem distintos (quadro 2).

Quadro 2: Diferentes modelos de dinamômetros isocinéticos e protocolos de avaliação observados nos diferentes estudos.

Autores	Dinamómetro	Tipo de avaliação					Eixo de rotação	Posição de teste		
		Isom	Ângulo E/F	Vel. Ang. (º/seg.)	ADM	Repetições		Sentado		De pé
								C/ pé	S/ pé	
da Silva et al. (2011)	Biodex System 3	✓	5º	--	--	--	L5-S1		✓	--
Gunnarsson et al. (2011)	Biodex System 4	✓	10º, 20º, 30º, 40º, 50º	30º e 60º/seg.	40º	5 Séries de 2	Cristas ilíacas		✓	--
Ripamonti et al. (2011)	Biodex 900-240	--	--	Entre 45º-120º/seg.	60º	5 a 120º/105º/90º 3 a 75º/60º/45º/seg.	NR	✓		--
Gruther et al. (2009)	Biodex System 2000	✓	20º, 60º, 100º	90º e 150º/seg.	80º (20º-100º)	4 a 90º/seg.; Amostra recusou 150º/seg.	NR	NR	NR	--
Grabiner et al. (1990)	Biodex System	--	--	60º, 120º, 180º/seg.	100º	5	EIAS	✓		--
Langrana & Lee (1984)	Cybox II	✓	0º	5 rpm	--	--	L5-S1	NR	NR	--
Mayer et al. (1985)	Cybox Prototype Sagittal Trunk	✓	0º	30º, 60º, 120º, 150º/seg.	35º, 45º	--	L5-S1	--	--	✓
Smith et al. (1985)	Cybox Prototype Sagittal Trunk	✓	0º	30º, 60º, 120º, 150º/seg.	35º, 45º	--	L5-S1	--	--	✓
Lee et al. (1999)	Cybox Trunk	--	--	60º/seg.	60º	5	NR	--	--	✓
Kolyniak et al. (2004)	Cybox 6000 TFE	--	--	120º/seg.	NR	2	L5-S1	NR	NR	--
Domingues de Freitas & Greve (2008)	Cybox 6000	--	--	120º/seg	100º	2 Séries de 4	NR	NR	NR	--
Bayramoglu et al. (2001)	Cybox 770 Norm Lumex	✓	60º	60º, 120º, 180º/seg.	Total	5	L3	--	--	✓
Olivier et al. (2008)	Cybox Norm	--	--	30º, 90º, 120º/seg.	70º	3 a 30º/seg.; 6 a 90º/seg.; 15 a 120º/seg.	L5-S1	--	--	✓
McKune et al. (2012)	Cybox 6000	✓	0º, 23º, 46º, 69º, 92º	--	--	--	Crista ilíaca	--	--	✓
Danneskiold-Samsoe et al. (2009)	Lido Active 1979	✓	0º	10º, 20º, 30º/seg.	50º	--	L5	NR	NR	--
Amell et al. (2000)	Lido Active Back System	--	--	60º, 120º, 180º/seg.	60º	5	5 Eixos distintos	--	--	✓
Scheuer & Friedrich (2010)	Back Check 607	✓	0º	--	--	--	NR	--	--	✓

No nosso estudo foi utilizado o dinamômetro isocinético Biodex System 3 Pro® e respectivo acessório Biodex-coluna na avaliação da força isométrica e isocinética dos músculos do tronco. Após a sua calibração os indivíduos foram colocados na posição de sentado e estabilizados ao nível do tronco e membros inferiores, deixando livre apenas o movimento de flexão/extensão da coluna lombar. Tal como observado noutros estudos (da Silva et al., 2011; Gunnarsson et al., 2011), as avaliações ocorreram com os joelhos a 90° e sem apoio dos pés, de forma a minimizar a influência de outras ações musculares. Gunnarsson et al. (2011) utilizaram o mesmo protocolo padrão na posição de sentado sem apoio dos pés na avaliação da função muscular abdominal pós-cirurgia de hérnia ventral. Segundo autores como Amell et al. (2000) e da Silva et al. (2011) toda a posição de teste que contribua com a possibilidade do apoio dos pés vai exacerbar a produção de maior PT, principalmente para o movimento de extensão do tronco.

Para que se consiga avaliar apenas os músculos implicados num determinado movimento de uma dada articulação é necessário isolar esses músculos por forma a não existirem ações musculares adicionais (Graves et al., 1994). Assim sendo, a estabilização pélvica foi um dos aspetos considerados por nós na avaliação de força dos músculos do tronco no dinamômetro isocinético. Carpenter & Nelson (1999) compararam dois grupos na avaliação da força dos músculos extensores do tronco, sendo que num grupo a zona pélvica estava estabilizada e, no outro, não. Concluíram que na posição de sentado, tal como usado no presente estudo, o grupo que apresentava a pélvis estabilizada apresentou resultados mais homogêneos de PT e mais fidedignos. Para além da estabilização, e considerando que o PT é o produto da força pelo comprimento da alavanca do dinamômetro, é importante que o eixo de rotação do dinamômetro e o eixo da articulação testada sejam concordantes (da Silva et al., 2011; Dvir, 2003).

Na nossa metodologia foi considerado o nível da articulação L5-S1 como eixo de rotação do movimento de flexão-extensão da coluna lombar tanto nas avaliações isométricas como isocinéticas. Existe uma grande diversidade de critérios na escolha deste eixo que pode variar desde os níveis da crista ilíaca aos níveis de L5-S1. Contudo, diferentes autores (da Silva et al., 2011; Kolyniak et al., 2004; Langrana et al., 1984), além de considerarem também a posição de sentado mais segura, elegem o nível da articulação L5-S1 como o eixo de rotação do movimento de flexão-extensão da coluna lombar aquando da avaliação dos níveis de força dos músculos do tronco.

Grabiner et al. (1990) mostraram que as alterações no alinhamento do eixo de rotação do dinamómetro podem ser responsáveis pela variação na avaliação da força muscular isocinética do tronco. Na opinião de Amell et al. (2000), o eixo de rotação do movimento de flexão-extensão é o parâmetro mais importante na avaliação da força muscular do tronco, devendo este ser alinhado com muita precisão ao eixo biológico-mecânico, uma vez que este é dinâmico e a sua aproximação é uma estimativa média ao eixo verdadeiro.

Em relação à ADM e de acordo com diferentes autores (Amell et al., 2000; Dvir, 2003; Ripamonti et al., 2011), foi considerada uma amplitude de 60° visto se tratar de uma população de risco osteoarticular da coluna lombar, com movimento para extensão de 20° e movimento de flexão de 40°. Estes autores são unânimes em afirmar que em relação à avaliação antero-posterior dos músculos do tronco, uma ADM curta e praticada ao nível de 60° é tão legítima como a sua homóloga completa, embora sabendo que a ADM funcional do indivíduo seja superior. Amell et al. (2000) referem que o verdadeiro movimento do tronco só ocorre através de um arco de movimento com ADM cerca de 60° e com resultados mais expressivos de PT porque o movimento de extensão e flexão do tronco está intimamente ligada ao movimento pélvico. A corroborar tal afirmação, autores como Dvir (2003) e Smith et al. (1985) referem que qualquer movimento superior a este arco é realizado com movimentos de anteversão e retroversão pélvica.

Assim sendo, é evidente que a combinação da ampla ADM da coluna vertebral, mas também, a velocidade angular, têm um efeito direto e crítico no resultado final da avaliação da força dos músculos do tronco no dinamómetro. Segundo Dvir (2003), o dinamómetro foi projetado para avaliar a função dos músculos do joelho com o indivíduo na posição de sentado e uma ADM de 90° de flexão do joelho foi uma seleção óbvia. Contudo, quando se estuda a ADM da coluna vertebral tudo fica mais complicado pela ampla e instável amplitude que esta possui nas múltiplas articulações. Além disso, e a propósito dos testes isocinéticos ocorrerem em velocidades angulares múltiplas de 30°/seg. e serem uma opção fisiológica e biomecânica válida, também nunca foi testado corretamente (Dvir, 2003).

Para além dos fatores anteriormente referidos, outras condições como a calibração do dinamómetro, o facto de os testes serem realizados sempre pelo mesmo investigador, a posição do indivíduo, o uso de meios para restringir movimentos alheios àqueles que se pretendem avaliar, mas também, a ênfase com que as instruções são dadas ao

indivíduo durante o teste são determinantes no sentido de atenuar os erros de avaliação e aumentar o grau de confiança do teste (Dvir, 2002; Kolyniak et al., 2004). Todos estes fatores foram considerados em todas as nossas avaliações da força da musculatura antero-posterior do tronco, assim como, o peso e altura do indivíduo foram tidos em consideração na correção da força da gravidade segundo protocolo do dinamómetro Biodex System 3 Pro®.

Para a avaliação da força isométrica dos músculos do tronco utilizamos um único ângulo de 40°. Embora reconhecendo que o facto de se ter escolhido apenas um ângulo possa, de certo modo, constituir uma limitação do nosso estudo, optamos pelos 40°, tal como aconteceu no estudo de outros autores (Langrana et al., 1984; Risch et al., 1993), na medida em que corresponde a uma posição de sentado confortável para indivíduos com LI. Recentemente, McKune et al. (2012) num estudo sobre a influência da inclinação do tronco na posição de pé, relatam que para a avaliação do PTF isométrico pode ser utilizado qualquer ângulo entre 0°-69°, enquanto para a avaliação do PTE isométrico, indicam qualquer ângulo entre 0°-92°.

Em relação às nossas avaliações isométricas e em todos os momentos de avaliação, foi seguido o protocolo pré-definido do dinamómetro Biodex System, realizando-se 3 repetições isométricas máximas de 5 segundos, primeiro no movimento de extensão e, em seguida, no de flexão, com 25 segundos de repouso entre elas. Nos momentos onde foram efetuadas as avaliações isométrica e isocinética, esta última foi efetuada cerca de 10 minutos após o término da avaliação isométrica. Esta sequência teve por base o estudo de Gruther et al. (2009), quando após a realização das avaliações isométricas com 3 repetições efetuaram as isocinéticas.

Também no estudo de Danneskiold-Samsoe et al. (2009), se realizaram os dois tipos de teste sendo a avaliação isométrica a primeira a ser efetuada. Em relação à recuperação física, estes autores, apenas utilizaram uma única pausa entre as diferentes avaliações de aproximadamente de 5-10 minutos, intervalo de tempo necessário para configurar o dinamómetro para o teste isocinético seguinte. No sentido de evitar a fadiga e considerando que a amostra possui sintomatologia de dor lombar, optamos no nosso estudo por incluir um período de repouso superior aos destes autores. Todavia, embora tenhamos optado, tal como noutros estudos (Danneskiold-Samsoe et al., 2009; Gruther et al., 2009), por incluir as avaliações de força isométrica e isocinética, numa única sessão, consideramos que este facto pode ter, de certo modo, influenciado os nossos resultados.

As nossas avaliações isocinéticas foram realizadas nas velocidades angulares de 90°/seg. e 120°/seg por serem consideradas as mais seguras em indivíduos com dor lombar (Dvir, 2002). Vários são os estudos que consideraram estas mesmas velocidades por serem as mais seguras nos testes de flexão e extensão da coluna vertebral lombar, principalmente em indivíduos com lombalgia (Dvir, 2002; Kolyniak et al., 2004; Olivier et al., 2008). Tais velocidades, além de aconselhadas por Dvir (2002), foram também utilizadas em outros estudos com sintomatologia lombar (Domingues de Freitas & Greve, 2008; Kolyniak et al., 2004). De acordo com Gruther et al. (2009) as avaliações feitas a velocidades angulares elevadas, isto é, acima de 120°/seg. apresentam um nível de confiança mais baixo quando comparado com as velocidades mais baixas, além de estarem relacionadas à maior probabilidade de ocorrência de lesões.

Dvir (2002) refere que o erro é tanto maior quanto a velocidade angular isocinética. Isto acontece porque a amplitude de movimento isocinético é progressivamente menor à medida que a velocidade angular aumenta. Esta realidade parece estar relacionada com fatores neuromusculares e coordenativos. Apesar desta escolha metodológica, consideramos importante no nosso estudo, observar qual o teste de força muscular em que os indivíduos com LI percebem maior facilidade em realizar. Assim sendo, os resultados da percepção subjetiva de esforço traduzem, embora de forma descritiva, que a avaliação da força na velocidade angular de 120°/seg. poderá, eventualmente, ter sido mais fácil de realizar do que as avaliações na velocidade de 90°/seg. e isométrica.

Na realidade e como complemento, pretendeu-se neste estudo observar em qual dos testes de força, isométrica e isocinética, seria percebida uma maior dificuldade de realização por parte de indivíduos com LI. Embora sejam escassos os estudos com o aparelho dinamómetro e a percepção subjetiva de esforço lombar, esta foi estimada nos dois momentos de avaliação M2 e M3 pela escala de Borg modificada que possui uma elevada fiabilidade intra-indivíduo (Borg, 1990). Não foram encontradas diferenças relevantes nos dois momentos de avaliação. Corroborando os nossos resultados, Gruther et al. (2009) utilizando a escala de Borg CR-10 também não encontraram diferenças significativas na percepção de esforço subjetivo entre os momentos de avaliação de força isométrica e isocinética.

De um modo geral e embora de forma descritiva, os nossos resultados apontam para uma percepção subjetiva de esforço 'intensa' como sendo aquela que apresenta maiores frequências, em particular na avaliação isométrica. Tais resultados são comprovados por Borg (1990), quando referem que nas avaliações da força isométrica a percepção de esforço fisiológico subjetivo é mais difícil. No entanto, estes resultados não são consensuais. Por exemplo, Scheuer & Friedrich (2010) mencionam que a avaliação isométrica do PT dos músculos do tronco em indivíduos com dores lombares é um procedimento menos extenuante em relação a outro tipo de testes, em parte devido à preservação da posição da lordose fisiológica.

Em relação à avaliação da força isocinética, os resultados são homogêneos tanto nas avaliações a velocidades angulares de 90°/seg. como a 120°/seg., sendo, de um modo geral, as escalas 'intensa' e 'muito intensa', aquelas com maiores frequências para todos os grupos. No entanto, enquanto na avaliação isocinética a 90°/seg. não se encontra a designação de 'leve', na avaliação isocinética a 120°/seg. encontramos 5 indivíduos, levando-nos a pensar que a avaliação na velocidade angular de 120°/seg. poderá eventualmente ter sido mais fácil de realizar do que a de 90°/seg. como também em relação à avaliação isométrica.

Segundo Dvir (2002), as avaliações isocinéticas realizadas em indivíduos saudáveis e a velocidades angulares elevadas apresentam níveis de confiança inferiores quando comparadas com as velocidades mais baixas. No entanto, em indivíduos com LI tal pode não acontecer provavelmente pela execução muscular ser mais difícil na velocidade angular de 90°/seg. à medida que o tronco se desloca na sua amplitude de movimento (Kolyniak et al., 2004). Além disso, o facto da velocidade angular a 120°/seg. ter sido a última a ser realizada terá beneficiado por um lado, da diminuição da dor ao longo do tempo, e por outro lado, de todo o processo do efeito de aprendizagem como familiarização ao dinamómetro como aconteceu no estudo de Urzica et al. (2007).

Em relação às repetições da avaliação isocinética também foi respeitado o protocolo padrão do dinamómetro Biodex System, ou seja, realizaram-se 4 repetições em cada avaliação nas velocidades angulares de 90°/seg. e 120°/seg. existindo um período de repouso de 1 minuto entre elas. Ao longo da nossa pesquisa bibliográfica e tal como referido anteriormente, foi notória a disparidade de critérios relacionados com os protocolos padrão utilizados nos diversos estudos. Por exemplo, Bayramoglu et al. (2001), apesar de não mencionarem o período de repouso entre os testes, realizaram

5 repetições de contrações isocinéticas em cada velocidade angular de 60°/seg., 120°/seg. e 180°/seg. e as avaliações isométricas e isocinéticas foram realizadas em dias distintos e consecutivos para controlar qualquer efeito de aprendizagem. Já, no estudo de Ripamonti et al. (2011) encontramos avaliações com diferentes velocidades angulares e diferentes repetições, ou seja, 5 repetições a 120°/seg., 105°/seg. e 90°/seg., assim como, 3 repetições a 75°/seg., 60°/seg. e 45°/seg. considerando períodos de repouso de 2 minutos entre cada teste.

Kolyniak et al. (2004) e Domingues de Freitas & Greve (2008), não mencionam o tempo de repouso entre cada avaliação isocinética referindo unicamente o protocolo padrão do dinamômetro Cybex 6000. Os seus estudos baseiam-se em 5 repetições na velocidade angular única de 120°/seg., e em 2 séries de 4 repetições para a mesma velocidade, respetivamente. Amell et al. (2000) aludem um período de repouso de 2 minutos entre cada 5 repetições nas avaliações isocinéticas e nas velocidades angulares de 60°/seg., 120°/seg. e 180°/seg. Para um protocolo com as mesmas velocidades angulares, Grabiner et al. (1990) efetuaram um período de 5 minutos de repouso entre cada avaliação isocinética. Estudos desenvolvidos por Gruther et al. (2009) só conseguiram realizar 4 repetições na velocidade angular de 90°/seg. com recusa amostral nos testes com velocidade a 150°/seg. devido ao desconforto que o mesmo provocava.

Para além de todos estes aspetos, outras particularidades da avaliação da força devem também ser consideradas, como por exemplo, a familiarização com o dinamómetro isocinético e a ordem do protocolo de avaliação que podem condicionar a fidelização dos resultados (Gruther et al., 2009; Olivier et al., 2008; Urzica et al., 2007). Infelizmente, no nosso estudo não foi possível a realização de sessões específicas de familiarização ao aparelho isocinético de maneira a controlarmos os efeitos de aprendizagem. Os indivíduos da nossa amostra apenas tiveram um período prévio de explicação, demonstração e breve familiarização ao dinamómetro, o que de certa maneira poderá constituir como uma limitação do nosso estudo.

Os resultados do nosso estudo mostram a existência de diferenças significativas nos níveis de força isométrica entre M1-M2 (decorridos 3 meses de trabalho isométrico), tanto para o PTE como para o PTF, e entre M1-M3 (decorridos 6 meses de EF combinado) para todos os grupos (GE,GF,GC). No GE foram ainda encontradas diferenças significativas entre M2-M3 (3 meses de trabalho dinâmico). Todavia, os resultados mostraram a inexistência de efeitos significativos na interação entre os

grupos de estudo e os momentos de avaliação. Ou seja, com a exceção da variável PTF90, entre os grupos não existiram diferenças significativas em nenhum dos momentos de avaliação, no entanto, dentro de cada grupo foram observadas melhorias ao longo do tempo.

Uma possível explicação para as melhorias verificadas nos 3 grupos de estudo poderá relacionar-se com o número de unidades motoras recrutadas durante a execução do teste isocinético. del Olmo et al. (2006) afirmam que aquando da primeira avaliação da força isométrica é razoável assumir que nem todas as unidades motoras são recrutadas, isto é, a taxa de descarga não é suficiente elevada para uma contração máxima, principalmente quando a população é sintomática. Ou seja, é possível que tenha existido ao longo do tempo uma melhoria na coordenação motora, na organização neural e na excitabilidade do padrão de movimento voluntário implicado no teste isocinético. Aliás, torna-se interessante observar que as melhorias observadas no teste isométrico, que foi aquele avaliado nos 3 momentos de avaliação, ocorreram de forma mais exuberante após os 3 primeiros meses de treino, sendo que apenas o GE apresentou igualmente melhorias entre M2 e M3.

De facto, apurando a variação ao longo do protocolo experimental, verificamos que embora os grupos não apresentem diferenças significativas entre eles, o GE apresentou uma maior variação em relação aos outros grupos com ganhos de PTE de cerca de 34% entre M1-M2 e de 40% entre M1-M3. Tais resultados vêm, de certo modo, corroborar outros estudos que justificam o benefício dos programas de EF extensor no tratamento da lombalgia (Chok et al., 1999; Lee et al., 1999).

Esta progressão lógica na resposta da avaliação muscular baseia-se no facto das melhorias da força estarem relacionadas com as adaptações que ocorrem, quer nas próprias fibras musculares, quer na organização neural e na excitabilidade de um dado padrão de movimento voluntário. Estudos desenvolvidos por Carroll et al. (2001), referem que, para além dos ganhos de força após um programa de EF de reforço muscular, existem outros fatores onde se incluem as adaptações neurais e que podem explicar as alterações na morfologia muscular, na biomecânica do tecido muscular/conjuntivo, na ativação do sistema nervoso central e melhoria da coordenação, assim como, os aspetos psicológicos. Segundo Staron et al. (1994), a especificidade da resposta ao programa de EF parece, pelo menos em parte, dependente de fatores neurais.

Sobre a mesma temática, Lemmer et al. (2000) referem a existência de adaptações neurais aos protocolos de força relativamente à especificidade dos ganhos conseguidos em aparelho dinamómetro. Para os autores, esta resposta neural como resposta ao protocolo parece ser evidente, particularmente nos primeiros meses do programa de EF. Embora utilizando diferentes estratégias metodológicas comparativamente ao estudo de Lemmer et al. (2000) que utilizou protocolos de EF realizados em dinamómetro para ganho de força, parece-nos provável que, em parte, a resposta neural possa também ter ocorrido no nosso estudo, levando a melhorias neuromusculares e fisiológicas mais exuberantes nos primeiros 3 meses do protocolo.

No entanto, ao contrário do espetável, o GC, tal como os grupos de intervenção (GE e GF), também apresentou ao longo do tempo melhorias significativas. Uma possível explicação para este facto poderá estar relacionada, por um lado, com a familiarização ao protocolo de avaliação de força ao longo do período experimental e, por outro lado, com a diminuição da dor lombar aquando da realização do teste. A corroborar, Gruther et al. (2009) justificam as melhorias verificadas no seu GC, decorridas 3 semanas e sem qualquer tipo de protocolo físico, pelo efeito de aprendizagem. Provavelmente, a pequena fase de familiarização dos movimentos específicos com o dinamómetro isocinético contemplada no nosso estudo foi insuficiente para controlar o fator de habituação e de aprendizagem. Para além disso e apesar de não ser consensual, alguns autores como Bayramoglu et al. (2001) argumentam que o facto de manter a mesma sequência do teste, tal como ocorreu no nosso estudo, poderá favorecer o efeito de aprendizagem. Dvir (2003) também recomenda que a sequência das avaliações com diferentes velocidades se processe de forma aleatória para controlar possíveis efeitos de aprendizagem.

Por outro lado, quando comparamos os resultados da avaliação de força temos que ter em atenção o efeito que a dor possa ter no PT, tal como nos mostram os nossos resultados. Na tentativa de percebermos a relação ao longo do tempo da variável dor com a força desenvolvida no aparelho isocinético, correlacionamo-la com a variação dos picos de torque isométrico e dos picos de torque isocinéticos nas velocidades angulares de 90°/seg. e 120°/seg. Os resultados indicam que há correlação negativa entre a variação na variável dor entre M1-M2 e M3-M2 e a variação do PTE na avaliação isométrica. De igual modo, na variável PTF foram observadas correlações negativas em M3-M2 entre a variação da força e da dor. Assim, poderemos dizer que durante os três momentos de avaliação da força do tronco e aquando da contração isométrica, à medida que a intensidade da dor lombar auto-referida pela escala EVA

diminuiu, os níveis de força aumentam. Assim sendo, por exemplo, a percentagem do ganho de força na variação de, aproximadamente, $\Delta 34\%$ no GE entre M1-M2 pode ter acontecido não apenas pela melhoria funcional muscular, mas igualmente, pelo facto de a nossa amostra ter diminuído a sintomatologia entre os momentos de avaliação isométrica.

Rantanen & Nykvist (2000) asseguram também esta hipótese ao referirem que a imobilização comum devido à dor pode causar atrofia e fraqueza muscular, semelhante ao que acontece numa patologia osteoarticular vulgar, podendo desencadear no indivíduo medo da própria dor experimentada, induzindo, assim, um menor grau de esforço. Assim sendo, a ação dos músculos estabilizadores da coluna vertebral e da articulação da anca são condicionados pela presença de dor aquando da avaliação da força muscular.

Segundo Reeves et al. (2008), o desempenho neuromuscular pode ser prejudicado pela presença de sintomatologia dolorosa, ou mesmo, pela fadiga, podendo desta forma ter impacto durante a avaliação dos músculos do tronco. Além disso, outros são os estudos que referem comportamentos relacionados com medos ou crenças do indivíduo sobre a origem da dor ou mesmo a possibilidade de um aumento ou nova lesão que influenciam indiretamente a avaliação da força muscular (Bogduk, 2006; Koumantakis et al., 2005).

Deste modo, é possível que, em M1, a nossa amostra, seja por questões relacionadas com a aprendizagem débil e a insuficiente familiarização ao dinamómetro, seja pela consequência da dor, ou mesmo por questões relacionadas com a medicação e o próprio medo de exacerbar a dor e a patologia, tivesse efetuado menos esforço do que aquele que realizado nas avaliações subsequentes, nomeadamente no GC.

Por outro lado, é importante verificarmos que os níveis de força da nossa amostra são, de um modo geral, superiores aos observados noutros estudos com indivíduos com LI. Por exemplo, Kolyniak et al. (2004) apresentam índices de força da musculatura do tronco com PTE120: 166,8 Nm enquanto os nossos resultados mostram valores de PTE120: 335,3 Nm. O facto de a nossa amostra ser de conveniência e a sua participação no estudo ser voluntária e de terem sido excluídos os casos severos de LI pode justificar esta superioridade. Esta menor janela de adaptação pode também ter condicionado os nossos resultados, nomeadamente nos grupos experimentais.

Assim, possivelmente os valores mais elevados não permitiram ganhos tão exacerbados quanto o verificado noutros estudos. Por exemplo, estudos desenvolvidos por Domingues de Freitas & Greve (2008), com programas distintos de EF para trabalhar os músculos extensores do tronco em bola medicinal e dinamómetro conseguiram melhorar os valores de PTE90 numa variância de $\Delta 34\%$. Os nossos resultados são distintos para a mesma variável, com resultado de pré e pós-treino de PTE90: 72,22 Nm com variância aproximada de $\Delta 23\%$.

Para além disso, e tal como sugerido anteriormente, é importante atender ao método de avaliação face ao protocolo de treino. Vários são os estudos que podemos apresentar sobre a evolução positiva dos programas de EF quando realizados em dinamómetros. Leggett et al. (1999) utilizaram um programa de EFE bissemanal específico em dinamómetro MedX® numa amostra de 400 indivíduos com LI, onde após 8 semanas de protocolo, 80% dos participantes atenuaram as suas dores lombares. Acrescentam ainda que após um ano de estudo, apenas 11% recorreram a serviços de saúde devido à sintomatologia. Outrora, Pollock et al. (1989) conseguiram demonstrar que em indivíduos com LI evidenciavam melhorias significativas quanto ao nível da força muscular, dor e ML através da integração num programa de EF regular dirigido à musculatura extensora lombar em dinamómetro MedX® e com sobrecargas progressivas e estímulos de magnitude suficiente para provocar as adaptações fisiológicas desejadas, aumentando o PTE isométrico em mais de 40%, após 10 semanas de EF com uma frequência semanal de apenas um dia.

Assim sendo, embora o dinamómetro isocinético possua inúmeras vantagens atrás referenciadas, é possível que, atendendo a que o nosso protocolo de treino envolveu apenas cargas induzidas pelo próprio peso corporal, progredindo-se na intensidade pelo aumento das alavancas corporais, os testes isocinéticos não tenham permitido observar melhorias tão exuberantes comparativamente a testes de avaliação com velocidades e características semelhantes aos movimentos utilizados nos programas de EF. Segundo Murphy & Wilson (1997) os testes de avaliação que apresentam melhorias mais evidentes na força muscular são os que correspondem à velocidade e às características dos movimentos utilizados nos programas de EF.

Deste modo, considerando a especificidade da metodologia de avaliação da força em dinamómetro isocinético relativamente ao nosso protocolo de EF é possível que a sua utilização possa ter subestimado os ganhos relativos obtidos. A corroborar, Dvir (2003) defende que quando os programas de EF e os métodos de avaliação de força

são efetuados no mesmo equipamento, a percentagem de alteração é muito maior comparativamente aos protocolos com especificidades diferentes do método de avaliação, tal como aconteceu no nosso estudo em que a progressão foi efetuada utilizando apenas o peso e as próprias alavancas corporais.

Gruther et al. (2009) recomendam que o dinamómetro poderá não ser a melhor opção para avaliar os níveis de força dos músculos de tronco depois de um protocolo dinâmico que utiliza intensidades consideradas baixas (tal como utilizado no nosso estudo mediante o peso corporal, com progressão associada ao aumento da alavanca dos membros). Além disso, Olivier et al. (2008) também relatam que o trabalho muscular no dinamómetro isocinético não é caracterizado por gestos habituais diários, e está sujeito a uma reprogramação neuromuscular e libertação de dificuldades nociceptivas durante o protocolo de avaliação. Caspersen et al. (1985) também referem que o tipo de contração isométrica para a maioria da sua amostra foi uma novidade na medida em que tinha poucas semelhanças com as AFH e com o protocolo de EF.

Além disso, é possível que pelo facto de se tratar de programas domiciliários, apesar da nossa supervisão quinzenal, os programas de EF possam não ter sido cumpridos na íntegra, e como tal, não terem sido suficientemente intensos e específicos para induzir alterações mais exuberantes. Ou seja, os nossos resultados poderão aparentar refletir outros fatores como a intensidade e a não especificidade dos protocolos de EF. É possível que, para além da menor janela de adaptação, os programas propostos, quer EFF quer EFE, não tenham sido cumpridos na sua íntegra dado serem domiciliários e sem controlo direto em cada sessão de EF, e assim, não terem sido suficientemente intensos ou específicos para provocar alterações mais exuberantes nos grupos experimentais. Embora existam estudos (Chok et al., 1999; McGill, 1998) que refiram a melhoria dos níveis de força com protocolo idêntico, isto é, baseados numa intensidade baixa a moderada com trissemanais sessões de aproximadamente 30 a 45 minutos, a maioria dos artigos refere a necessidade da especificidade do programa de EF associado à elevada intensidade, não descurando o estímulo contínuo para se conseguirem aumentos consideráveis de força (Arokoski et al., 2004; Koumantakis et al., 2005).

Neste sentido, e em concordância com diversos autores (Arokoski et al., 2004; Koumantakis et al., 2005) um programa de EF para indivíduos com LI deverá ser o mais específico e individualizado possível. Os nossos resultados sugerem que

provavelmente os programas domiciliários de EF baseados somente nas alavancas corporais, apesar de induzirem melhorias, não são suficientemente intensos para induzir estímulos fisiológicos ajustados para que sejam detetadas diferenças entre os grupos de intervenção e o GC na força muscular dos músculos do tronco.

Apesar de reconhecermos a limitação de não ter realizado uma orientação direta durante as sessões de EF, pretendemos neste estudo observar os efeitos de programas domiciliários que mais facilmente pudessem ser desenvolvidos pelos portadores de LI, tendo apenas existido uma supervisão quinzenal. Embora possa ter condicionado os ganhos, será importante reforçar que, por outro lado, não existiram qualquer tipo de lesões ortopédicas e/ou neurológicas durante todo o programa de EF, assim como, na avaliação da força isométrica e isocinética do mesmo. Esta situação reforça a ideia descrita na literatura de que programas de reforço muscular de moderada intensidade podem ser efetuados com tolerância por indivíduos com sintomatologia dolorosa e alguma dificuldade funcional. Segundo American College of Sports Medicine (2011), a intensidade de 40% a 50% nos programas de EF beneficia todos aqueles indivíduos sintomáticos que possuem de alguma forma uma CF diminuída.

A intensidade por nós escolhida para além de ter por base o estudo de outros autores (Chok et al., 1999; McGill, 1998), foi selecionada tendo por base tratar-se de indivíduos com LI. Apesar de reconhecer e estar patente na literatura que intensidades superiores podem induzir maiores benefícios, de acordo com Branco & Pereira (1997), é clinicamente importante compreender que se um indivíduo com LI não tolera elevadas intensidades como consequência da dor músculo-tendinosa ou de qualquer outra origem. Neste sentido, os autores sugerem que um programa modificado de EF com intensidade inferior se pode constituir como uma alternativa importante para a melhoria da performance funcional. Assim, e de acordo Carpenter & Nelson (1999), o maior conforto da técnica aplicada conjugada com a menor probabilidade lesional, tornam o exercício de baixa e moderada intensidade uma alternativa exequível e funcionalmente eficaz para aumentar a força muscular dos músculos do tronco.

Outro fator que eventualmente poderia influenciar os nossos resultados refere-se à AFH. Assim sendo, decidimos pedir aos indivíduos da amostra para não alterarem substancialmente as suas rotinas diárias e avaliamos os níveis de AFH ao longo do estudo com a aplicação do questionário de Baecke. Este, descrito inicialmente por Baecke et al. (1982) é considerado um instrumento de fácil aplicação e com

satisfatórios coeficientes de fiabilidade e validade. Embora nem todas as medidas critério utilizadas para estudar a validade e fiabilidade do questionário de Baecke possam ser consideradas “*gold standard*”, os resultados obtidos em diferentes estudos (McKune et al., 2012; Washburn et al., 2000) indicam a enorme potencialidade que o questionário apresenta em avaliar diferentes componentes da AFH. Para além disso, segundo Florindo & Latorre (2003), é um instrumento razoavelmente válido e fiável, apresentando ICC entre 0,69 e 0,80.

Embora reconhecendo a existência de outros métodos mais válidos e fiáveis, como por exemplo, o uso de acelerómetros (Verbunt et al., 2005), o questionário, tal como o utilizado neste estudo, é frequentemente aplicado nos estudos envolvendo indivíduos com LI (McKune et al., 2012), apresentando numerosas vantagens das quais destacamos o baixo custo, o facto de não necessitar de qualquer tipo de equipamento específico, ser de fácil e rápida aplicação, ser confortável quer para o inquirido quer para o observador, e não implicar grandes exigências logísticas, permitindo a classificação de indivíduos em função do seu nível de atividade (Washburn et al., 2000).

Ao contrário da limitação do estudo reconhecida por McKune et al. (2012), a nossa investigação controlou a AFH. Os nossos resultados mostram a ausência de diferenças estatisticamente significativas entre os valores iniciais de AFH nos 3 grupos estudados. Neste sentido, dadas as semelhanças entre as condições iniciais do estudo, já anteriormente verificadas em relação às características gerais da amostra, níveis de dor, funcionalidade, ML e força muscular, foi possível a comparação entre os 3 grupos estudados. Relativamente aos momentos de avaliação, não foram observadas, tal como lhes foi constantemente solicitado, alterações significativas no valor médio de AFH ao longo do protocolo experimental nos 3 grupos estudados.

Na realidade, tendo por base o estudo de Lee et al. (1999) que refere que os indivíduos mais aptos tendem a ser fisicamente ativos, e mesmo aqueles com algum tipo de patologia, como é o caso do nosso estudo, quando se iniciam num programa de EF tendem a ser mais ativos na sua vida diária, mesmo nos períodos em que não estão no programa de EF, solicitamos à nossa amostra para manterem os seus hábitos de rotina em termos de AFH, por forma a controlar uma possível variável confundidora quanto ao efeito dos programas de EF. Apesar da AFH ao longo do estudo não ter sofrido alterações significativas, parece-nos importante realçar que quando observamos os grupos de forma mais específica, e comparativamente aos restantes

grupos, o GE além de ter apresentado PT superiores também apresentou níveis de AFH mais elevados assim como níveis de dor mais baixos.

Assim, a ausência de diferenças significativas entre os grupos e na interação grupo*tempo, embora não pareça estar relacionada com a alteração de rotinas do dia-a-dia em termos de alteração de AFH, poderá estar relacionada com diversos fatores. Em primeiro lugar, poderá estar associado às melhorias inesperadas verificadas no GC como resultado do efeito de aprendizagem, melhoria de coordenação motora, medicação e até mesmo com aspetos psicológicos e volitivos por nós não controlados. Vários estudos (Koumantakis et al., 2005; Vlaeyen et al., 2002) demonstram que indivíduos com LI com personalidade otimista, ativos e sem receio das suas limitações, perante o esforço que lhes é pedido, demonstram comportamentos de menor dor e incapacidade funcional. Em conformidade, Ripamonti et al. (2011) e Dvir (2003) vão mais longe quando asseguram que os indivíduos condicionados pela antevisão dos estímulos e sensações do primeiro momento de avaliação no dinamómetro, acabam por influenciar por antecipação os resultados dos outros momentos de avaliação.

Em segundo lugar, pelas melhorias verificadas nos grupos experimentais que, apesar de serem estatisticamente significativas ao longo do tempo, provavelmente não foram tão exuberantes como desejável, seja por questões de especificidade do método de avaliação face ao protocolo de EF, seja por questões relacionadas com a menor janela de adaptação, ou com a menor especificidade e, particularmente, da intensidade das sessões de EF, não permitindo que os GF e GE se destacassem e como tal, não apresentassem diferenças significativas face ao GC. Reforçando um pouco esta última hipótese e analisando de forma mais particular os grupos de EF, por exemplo, a evidência de não se ter encontrado diferenças com significado estatístico nos níveis de força no GF em relação a GC, poderá estar relacionada com a dificuldade em trabalhar os músculos flexores do tronco, principalmente quando estamos presente uma amostra de indivíduos que maioritariamente não pratica EF e se encontra num estado de sintomatologia dolorosa (Campos, 2004).

Em relação ao GE, com o programa de EF para os músculos extensores do tronco, o facto de não se ter encontrado diferenças significativas comparativamente ao CG, poderá estar relacionado com a maior utilização desses mesmos músculos nas tarefas quotidianas aquando na posição bípede e terem, tal como anteriormente referido, uma menor janela de adaptação, isto é, uma menor resposta ao programa de EF (Cittone,

1999). Ou seja, possivelmente o facto das melhorias verificadas em ambos os grupos de intervenção não terem sido muito exuberantes, dados os seus valores iniciais e a razão de não ter existido um controlo efetivo durante as sessões, poderá, juntamente com a evolução do GC pela familiarização e por aspetos psicológicos, não ter sido suficiente para que se observassem diferenças com o GC.

A verdade é que todos estes estudos confirmam a relação da musculatura extensora do tronco com a lombalgia, o que não parece ser tão evidente para a musculatura flexora. Um dos casos mais paradigmáticos é a prescrição de EF para a região anterior abdominal, fazendo-nos pensar que, de facto, não existe uma proposta consensual para o fortalecimento muscular efetivo desta região do corpo, contrariamente ao que acontece para o grupo muscular posterior (Airaksinen et al., 2006; American College of Sports Medicine, 2003; Leggett et al., 1999). Por outro lado, embora a maioria dos estudos refira uma relação entre a força dos músculos flexores e extensores do tronco, alguns autores como van Poppel et al. (2000) e Gunnarsson et al. (2011) não observaram qualquer associação entre o aumento da força destes grupos musculares, em particular dos músculos flexores e a atenuação da LI.

Tal como noutros estudos (Delitto et al., 1989; Lee et al., 1999; Olivier et al., 2008; Trainor & Wiesel, 2002; Urzica et al., 2007), para relacionar a força dos músculos flexores e extensores do tronco investigámos a relação agonista/antagonista que representa a razão entre os momentos máximos de força antero-posterior do tronco, o rácio E/F. Assim, os nossos resultados mostraram diferenças com significado estatístico no GE em todos os momentos de avaliação, M1-M2 (avaliação isométrica), M2-M3 (avaliação isocinética a 90°/seg. e 120°/seg.) e M1-M3 (avaliação isométrica). Tendo por base a avaliação isométrica que decorreu nos três diferentes momentos de avaliação, observámos que o GE surpreendeu pelos valores iniciais em M1 de 1:2,3 finalizando o estudo em M3 com 1:2,7, expressando que o grupo muscular flexor, no final do programa de EF, necessita de fazer 2,7 vezes mais força para igualar a força do grupo muscular extensor. No GC verificamos diferenças significativas entre M2-M3 nas avaliações isométrica e isocinética a 90°/seg. Possivelmente, esta diferença significativa no GC pode, tal como especulado anteriormente, estar relacionada com a existência de menor grau de dor ao longo do tempo, assim como, associada ao fatores de aprendizagem e familiarização ao dinamómetro.

Investigadores como Lee et al. (1999) e Trainor & Wiesel (2002), mencionam que o rácio E/F de referência para a população adulta da musculatura antero-posterior do

tronco é de aproximadamente 1:1,3. No entanto, Lee et al. (1999) referenciam que em indivíduos com lombalgia estes valores poderão estar alterados, e quando comparados com indivíduos saudáveis ou em risco da patologia, podemos encontrar valores mais elevados que a população normal com rácio E/F de 1:1,2 a 1:1,5. A propósito, Ripamonti et al. (2011) e utilizando a relação percentual agonista/antagonista não observaram diferenças significativas entre os grupos, saudável e sintomático com lombalgia. Outrora, estudos desenvolvidos por Mayer et al. (1985) obtiveram relações agonista/antagonista superiores em indivíduos com dor lombar em detrimento dos indivíduos saudáveis.

O uso desta relação enquanto indicador fundamental para a LI é contraditório. Assim, enquanto autores como Lee et al. (1999) referem que a relação agonista/antagonista, enquanto desequilíbrio da força muscular do tronco traduzido na menor força muscular extensora do tronco em detrimento da força flexora, pode ser considerada um parâmetro mais sensível do que o PT na predição de LI, Ripamonti et al. (2011), contrariam ao mencionar que os resultados da relação agonista/antagonista variam de um estudo para outro e, como tal, este rácio não deverá ser considerado como um parâmetro relevante de comparação.

A propósito destes conceitos, Delitto et al. (1989) acrescentam que estes rácios não devem ser utilizados para fazerem julgamentos clínicos, sendo para tal necessário utilizar o mesmo laboratório, o mesmo dinamómetro, o mesmo investigador, mas também, empregar os mesmos protocolos de avaliação. Outros autores como Dvir (2003) e Urzica et al. (2007) corroboram que só mantendo as mesmas condições experimentais em termos da metodologia de avaliação utilizada é que as variações dos rácios E/F podem ser comparadas. Neste sentido, a discrepância dos rácios encontrada nos diferentes estudos em comparação com os nossos resultados, poderá estar relacionada com os diferentes dinamómetros utilizados. Ou seja, os resultados provenientes do dinamómetro são específicos do próprio mecanismo e do mecanismo-dependente (Dvir, 2003).

Os nossos resultados parecem evidenciar que numa população com LI existe um desequilíbrio notável entre a força muscular extensora do tronco em detrimento da força flexora. Assim, na nossa amostra os resultados médios obtidos para os três grupos do estudo em M1 foram de 1:2,3 e, embora o rácio E/F tenha melhorado, esta tendência persistiu ao longo do estudo, sendo que, em M3, os resultados obtidos para

a mesma avaliação se situam entre 1:2,3 no GF e 1:2,7 no GE. O GF submetido a um programa de EFF aquando da avaliação isométrica apresentou o mesmo rácio 1:2,3 ao longo do estudo sem significado estatístico. Em relação ao GE, deparamo-nos com rácios significativos sempre a favor dos músculos extensores de 1:2,3 para 1:2,5 entre M1-M2 (decorridos 3 meses de EFE isométrico) atingindo o resultado de 1:2,7 após EFE dinâmico entre M2-M3.

Tal como no nosso estudo, Olivier et al. (2008) obtiveram após 4 semanas de EF, rácios que colocaram em evidência os músculos flexores do tronco em detrimento dos extensores. Assim, estes autores descrevem um rácio E/F 1:1,10 para grupo controlo (GC) e de 1:1,07 para grupo de intervenção (GI) tendo partido de um rácio E/F de 1:1,08 no GC e 1:1,12 no GI a 30º/seg. A notoriedade deste estudo baseia-se no destreino de 3 meses, onde se verificou uma inversão dos resultados, passando o rácio a favorecer os músculos extensores do tronco, com valores de 1:1,03 (GC) e 1:1,05 (GI). Este estudo corrobora de certa maneira os nossos resultados, quando afirmam que apesar do programa de EF executado nos músculos flexores do tronco, estes são preteridos em relação aos músculos extensores do tronco pela exigência da fisiologia humana.

Tal situação pode ser explicada pelas próprias ações musculares fisiológicas do tronco, onde todos os músculos antero-posteriores estão interligados, permanecendo um grupo muscular a direcionar o movimento através de ações concêntricas e o outro grupo muscular a estabilizar e a controlar os movimentos da coluna vertebral em ações excêntricas simultâneas (Arokoski et al., 2004; Cittone, 1999). Estudos eletromiográficos com dinamómetros isocinéticos têm demonstrado que os músculos extensores do tronco se mantêm bastante mais ativos como antagonistas do movimento de flexão anterior da coluna lombar, enquanto os agonistas flexores do tronco apresentam uma fraca co-ativação durante o movimento de extensão (Dvir, 2002). Isto deve-se, presumivelmente, ao facto de na posição bípede estarmos permanentemente desequilibrados para a frente e, como tal, segundo diferentes autores (Arokoski et al., 2004; Danneels et al., 2001) solicitarmos uma maior co-ativação dos músculos antagonistas, extensores do tronco, para a coordenação e desaceleração durante a flexão, do que aquela que é requerida pelos músculos flexores do tronco durante a extensão da coluna lombar.

Além disso, segundo Dvir (2002) a relação agonista/antagonista é afetada pela velocidade de movimento ao longo de todo o ângulo articular. Observamos no nosso

estudo um aumento dos valores da relação agonista/antagonista com o aumento da velocidade angular, de tal modo que, numa velocidade angular de 120°/seg. o torque máximo dos músculos extensores do tronco tende a superar o torque máximo dos músculos flexores. A diferença na relação agonista/antagonista encontrada no nosso estudo em M3 entre as duas velocidades angulares (90° e 120°/seg.) pode refletir, em parte, que a sintomatologia lombar ao longo do programa diminuiu consideravelmente e os indivíduos conseguiram ter a capacidade para realizar movimentos mais fáceis, rápidos e mais confiantes, em detrimento dos mais lentos mas com maior esforço físico.

Além disso, os efeitos de aprendizagem e familiarização adquiridos ao longo do tempo podem também, ter contribuído para que a nossa amostra com alguma inaptidão física, anule o seu próprio receio na possibilidade do aumento da dor, conforme aconteceu noutros estudos (Amell et al., 2000; Scheuer & Friedrich, 2010). Tudo parece evidenciar que qualquer que seja o programa de EF para os músculos do tronco, a melhoria da LI retrata-se além de uma perspetiva protocolar física específica numa vertente temporal, não existindo ainda qualquer evidência de um distinto programa de EF para a sua gestão.

A progressiva diminuição no nosso estudo dos resultados de CV ao longo das avaliações de força pode sustentar a hipótese da influência do efeito de aprendizagem/familiarização adquirido ao longo do estudo. Na realidade, apesar de não terem sido encontradas alterações estatisticamente significativas de CV ao longo do estudo, parece-nos importante notar que na avaliação de *baseline* obtivemos, por exemplo, valores no GE, na avaliação isométrica do movimento de flexão de cerca de 14%, e no final do programa de EF, para o mesmo grupo, valores aproximados de 7%, numa variação de CV em cerca de 50%.

Esta variação elevada constitui, de certo modo, uma limitação do nosso estudo em termos da obtenção de uma avaliação mais fidedigna. Todavia, julgamos que essa variação retrata, por outro lado, a realidade de uma amostra relativamente pequena e sintomática e onde a avaliação realizada esteve condicionada pela dor. Dvir (2002) justifica a inclusão da variável CV pelo facto de ser um parâmetro nas avaliações de força que nos transmite o quanto é que as repetições realizadas no dinamómetro pelos indivíduos podem ser influenciadas pela dor ou qualquer outro fator de risco. Também Danneskiold-Samsoe et al. (2009) afirmam que quanto maior o CV, mais diversificadas

são as curvas de torque máximo, por conseguinte, maior a tendência para aumentar os valores de desvio padrão.

Assim sendo, parece-nos que em M1 os resultados obtidos de CV podem ter sido influenciados devido a sintomatologia dolorosa e inibição neuromuscular. Ou seja, a dor no momento da avaliação da força muscular, concomitantemente com o tipo de exercício de contração máxima exigido e da pouca familiarização ao dinamómetro podem ter contribuído para os baixos resultados isométricos apurados em M1 em relação aos outros momentos de avaliação. Tal situação foi verificada no estudo de Urzica et al. (2007), sendo que estes autores preveem uma familiarização mínima necessária ao dinamómetro de aproximadamente um mês para se conseguirem resultados mais fidedignos da avaliação da força dos músculos do tronco após programa de EF.

De facto, apesar dos nossos resultados dos rácios E/F apresentarem uma média inferior a 15%, o desvio padrão mostra-nos que existem em M1 avaliações de força muscular isométrica no movimento de flexão no GE com valores de CV de cerca de 30%. A propósito deste conceito, Grabiner et al. (1990) apresentando valores médios de CV entre 44,9% e 51,4% referem que entre duas avaliações de força realizadas no dinamómetro o desempenho dos níveis de força pode ser melhorado em mais de 20% sem intervenção protocolar de EF entre elas.

Apesar das diferenças não se revelarem estatisticamente significativas nos resultados do CV obtidos na avaliação isocinética, reparamos que os valores diminuíram significativamente entre M2-M3, sendo que em M3, as médias apresentadas no movimento de extensão foram inferiores a 15% (limite máximo aconselhado no protocolo padrão Biodex System), com exceção do GF (CV: 16,2%) e no GC (CV: 15,7%). Da homogeneidade dos resultados na avaliação isocinética reparamos que, de um modo geral, em ambas as velocidades angulares (90°/seg. e 120°/seg.) os 3 grupos apresentam resultados de CV superiores no movimento de extensão, o que pressupõe que, na posição de sentado, a avaliação da força isocinética extensora poderá ser mais difícil, principalmente quando se é portador de sintomatologia lombar. Pelo contrário, na avaliação isométrica, podemos sugerir uma maior dificuldade em executar o movimento de flexão, onde os valores de CV são mais elevados.

Outro fator que poderá ter contribuído para estes valores de CV mais elevados, em particular nos momentos M2 e M3 poderá estar relacionado com a sequência dos

movimentos implicados no protocolo de avaliação. Ou seja, tal como referido anteriormente, o facto de se ter realizado numa só sessão a avaliação isométrica e isocinética, incluindo todavia um período de 10 minutos de repouso entre elas, poderá ter influenciado os resultados como consequência da provável influência da fadiga. Possivelmente os 10 minutos não terão sido suficientes para a recuperação total dos indivíduos da nossa amostra.

A propósito desta temática, outros autores (Gruther et al., 2009) referem que quando que se realizam os dois tipos de avaliações, isométricas e isocinéticas, elas devem ser realizadas em dias alternados, sendo que o CV não deverá exceder 15%. Além da fadiga, a diminuição da dor ao longo estudo poderá ser outro dos fatores que poderá justificar o diferencial dos nossos resultados de CV mais elevados nas avaliações da força. Assim sendo, entendemos que será correto supor que esta evolução nos CV se relaciona com a evolução fisiológica de diminuição de dor e do inerente aumento de força e funcionalidade verificada ao longo do nosso estudo em todos os grupos de análise.

VI. CONCLUSÕES FINAIS

Tendo por base os objetivos e os resultados obtidos nesta investigação, é possível formular as seguintes conclusões:

- Ambos os protocolos combinados de EF seja de reforço muscular dos músculos flexores seja dos extensores do tronco, parecem induzir efeitos positivos nos níveis de dor lombar, aparentando ser particularmente evidentes decorridos os 3 primeiros meses de EF isométrico.
- Ambos os protocolos combinados de EF seja de reforço muscular dos músculos extensores seja dos flexores do tronco parecem induzir efeitos positivos sobre a CF e ML. De realçar que os valores obtidos no final do programa foram considerados como clinicamente relevantes.
- Ao longo do estudo verificou-se um efeito significativo do fator tempo, quer no momento máximo de força dos músculos flexores, quer nos extensores do tronco. De todos os grupos intervenientes, o GE parece ser aquele que apresentou uma maior progressão tanto na força isométrica ($\Delta 40\%$), como na força isocinética a $90^\circ/\text{seg.}$ ($\Delta 22,6\%$) e a $120^\circ/\text{seg.}$ ($\Delta 20,6\%$) dos músculos extensores do tronco.
- O protocolo combinado de EF quer o flexor bem como o extensor, parecem ter beneficiado o rácio agonista/antagonista da musculatura antero-posterior do tronco, sendo particularmente relevante no GE. Os nossos resultados mostram rácios E/F com diferenças estatisticamente significativas no GE em todos os momentos de avaliação.
- De realçar ainda que os nossos resultados parecem evidenciar que numa população com LI existe um desequilíbrio notável entre a força muscular extensora do tronco em detrimento da força flexora, sendo que esta tendência persistiu ao longo do estudo.
- Todavia e apesar das diferenças significativas intragrupo ao longo do tempo, não foram observadas diferenças intergrupo. Ou seja, todos os grupos avaliados evoluíram positivamente ao longo do tempo, de tal modo que não se observaram diferenças entre grupos nos diferentes momentos observados. Neste sentido, não é possível afirmar com segurança que as melhorias observadas sejam exclusivamente associadas aos programas de EF.
- Além disso, os nossos resultados depreendem a importante influência da dor no desenvolvimento da força muscular destes pacientes com LI, na medida em

que foi observada uma correlação negativa entre a variação da dor e a variação do PTE entre M2-M1 e M3-M2 na avaliação isométrica bem como, na variável PTF entre M3-M2.

- Os nossos resultados sugerem que a avaliação isocinética da força na velocidade angular de 120°/seg. poderá, eventualmente, ter sido mais fácil de realizar do que na velocidade angular de 90°/seg. e do que a avaliação isométrica.

VII. LIMITAÇÕES DO ESTUDO E IMPLICAÇÕES CLÍNICAS

Parece-nos importante mencionar algumas limitações importantes neste estudo que podem ter influenciado a extrapolação dos nossos resultados:

- Assim sendo, o número reduzido da amostra é uma das grandes limitações deste estudo na medida em que o poder estatístico dos testes ficou reduzido. Para além disso, teria sido interessante a estratificação da amostra por idades e género que poderá ter influenciado quer a avaliação da funcionalidade, quer a da força muscular do tronco. Todavia, esta implicação foi menorizada na medida em que existiu, entre os grupos, alguma homogeneidade em termos de distribuição uma vez que não foram observadas diferenças com significado estatístico entre os grupos.
- Outra limitação do estudo relaciona-se com o facto de se ter realizado nos 3 momentos de avaliação apenas a avaliação da força isométrica do tronco no dinamómetro e unicamente num único ângulo o que nos limitou a discussão de resultados. Além disso, a ausência da realização de sessões de familiarização ao aparelho isocinético para controlo dos efeitos de aprendizagem, assim como, o fator fadiga pela necessidade da realização numa só sessão das duas avaliações, isométrica e isocinética, poderá ter condicionado os nossos resultados.
- Será igualmente importante atentar que embora o dinamómetro isocinético possua inúmeras vantagens atrás referenciadas, é possível que a dissemelhança com as AVD e com o nosso protocolo de EF onde se envolveu apenas cargas induzidas pelo próprio peso corporal tenha subestimado os ganhos de força da nossa amostra. Os testes de avaliação que apresentam melhorias mais evidentes na força muscular são os que correspondem à velocidade e às características dos movimentos utilizados nas AVD (Olivier et al., 2008) e nos programas de EF (Murphy & Wilson (1997).
- Por fim, parece-nos importante refletir sobre a ausência de controlo continuado nas sessões de EF domiciliário na medida em que não podemos caracterizar com total segurança os exercícios quanto ao tipo, forma e intensidade com que foram realizados.
- De igual modo, a ausência de um maior controlo sobre a medicação e aspetos psicológicos também se revelaram como uma limitação importante. Todavia e apesar do nosso desenho de estudo não refletir sobre parâmetros psicológicos,

um dos aspetos interessantes deste estudo foi o de estimular os indivíduos com LI para a necessidade de prática de EF, conseguindo-se, possivelmente, uma modificação nos comportamentos e crenças em relação à dor lombar.

Apesar destas limitações, entendemos que o nosso trabalho se constitui como uma mais-valia, na medida em que fornece algumas pistas importantes quanto ao efeito do EF na LI, tendo sido usada uma metodologia válida e fiável. Para além disso, de acordo com o nosso conhecimento, é um dos poucos estudos que controlou a AFH enquanto elemento confundidor.

Assim, e tendo por base os pressupostos anteriores, gostaríamos de propor algumas sugestões para futuros estudos: (i) ampliar o tamanho amostral, incluindo para além dos grupos considerados neste estudo, a introdução de mais um grupo que realizasse programa combinado de EFF e EFE; (ii) para além do programa combinado isométrico e dinâmico, seria pertinente comparar programas específicos de 6 meses, com avaliação intermédia aos 3 meses, de programas exclusivamente isométricos e de programas exclusivamente dinâmicos; (iii) por fim, seria interessante utilizar e associar métodos quantitativos e qualitativos que pudessem avaliar, não apenas as alterações fisiológicas induzidas pelos programas de EF, mas também, os efeitos psicológicos positivos que este tipo de recuperação possa promover em indivíduos com LI.

VIII. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Ainsworth, B. E., Haskell, W. L., Whitt, M. C., Irwin, M. L., Swartz, A. M., Strath, S. J., O'Brien, W. L., Bassett, D. R., Schmitz, K. H., Emplaincourt, P. O., Jacobs, D. R., & Leon, A. S. (2000). Compendium of Physical Activities: an update of activity codes and MET intensities. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(Supplement 9), S498-S516.
- Airaksinen, O., Brox, J. I., Cedraschi, C., Hildebrandt, J., Klüber-Moffett, J., Kovacs, F., Mannion, A. F., Reis, S., Staal, J. B., Ursin, H., & Zanoli, G. (2004). European guidelines for the management of chronic non-specific low back pain. *European Commission Research Directorate General*. Consult. 09-09-2009, disponível em http://www.backpaineurope.org/web/files/WG2_Guidelines.pdf
- Airaksinen, O., Brox, J. I., Cedraschi, C., Hildebrandt, J., Klüber-Moffett, J., Kovacs, F., Mannion, A. F., Reis, S., Staal, J. B., Ursin, H., & Zanoli, G. (2006). Chapter 4. European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 15 (Suppl 2), S192-300.
- Almeida, V., Coelho, L., & Oliveira, R. (2006). Lombalgia inespecífica nos adolescentes: identificação de factores de risco biomorfológicos. Estudo de levantamento na região da grande Lisboa. *Re(habilitar) - Revista da Escola Superior de Saúde do Alcoitão*, 3, 65-86.
- Amell, T. K., Walmsley, R. P., & Narayan, Y. (2000). The influence of axis placement and subject position on measurement of isokinetic peak moment while using the Lido Active Back System. *Isokinetics and Exercise Science*, 8, 85-94.
- American College of Sports Medicine. (2003). *Diretrizes do ACSM para os testes de esforço e sua prescrição* (6ª ed.). Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- American College of Sports Medicine. (2006). *Recursos do ACSM para o personal trainer*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- American College of Sports Medicine. (2011). Quantity and quality exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(7), 1334-1359.
- Andersson, G. B. J. (1999). Epidemiological features of chronic low-back pain. *The Lancet*, 354(9178), 581-585.

- Andersson, H. I., Ejlerstson, G., & Leden, I. (1998). Widespread musculoskeletal chronic pain associated with smoking an epidemiological study in a general rural population. *Scandinavian Journal of Rehabilitation & Medicine*, 30, 185-191.
- Arokoski, J. P., Kankaanpää, M., Valta, T., Juvonen, I., Partanen, J., Taimela, S., Lindgren, K.-A., & Airaksinen, O. (1999). Back and hip extensor muscle function during therapeutic exercises. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80, 842-850.
- Arokoski, J. P., Valta, T., & Airaksinen, O. (2001). Back and abdominal muscle function during stabilization exercise. *Archives Physical Medicine Rehabilitation*, 82, 1089-1098.
- Arokoski, J. P., Valta, T., Kankaanpää, M., & Airaksinen, O. (2004). Activation of lumbar paraspinal and abdominal muscles during therapeutic exercises in chronic low back pain patients. *Archives Physical Medicine Rehabilitation*, 85, 823-832.
- Australian Acute Musculoskeletal Pain Guidelines Group. (2003). *Evidence-based management of acute musculoskeletal pain*. Australia: Australian Academic Press Pty. Ltd.
- Baecke, J. A. H., Burema, J., & Frijters, J. E. R. (1982). A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 36, 936-942.
- Balagué, F., Mannion, A. F., Pellisé, F., & Cedraschi, C. (2012). Non-specific low back pain. *Lancet*, 379, 482-491.
- Barbosa, R. (2001). *Aulas de fisioterapia*. Porto: ICBAS - Hospital Geral de Santo António.
- Bayramoglu, M., Akman, M. N., Kılınç, S., Çetin, N., Yavuz, N., & Özker, R. (2001). Isokinetic measurement of trunk muscle strength in women with chronic low-back pain. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 80(9), 650-655.
- Bernard, B. P. (Ed.). (1997). *Musculoskeletal disorders and workplace factors* (97B41 ed.). Columbia: National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH).
- Bertagnoli, A. (2005). Dor - 5º sinal vital. *Patient Care*, 10(102), 71-83.
- Biering-Sorensen, F. (1984). Physical measurements as risk indicator for low-back trouble over a one-year period. *Spine*, 9(2), 106-119.
- Bigos, S. J., Holland, J., Holland, C., Webster, J. S., Battie, M., & Malmgren, J. A. (2009). High-quality controlled trials on preventing episodes of back problems - systematic literature review in working-age adults. *The Spine Journal*, 9, 147-168.

- Biodex Medical Systems. (2009). *Dual position back ex/flex attachment manual*. New York: Biodex Medical
- Bogduk, N. (2004). Management of chronic low back pain. *Medical Journal of Australia*, 180, 79-83.
- Bogduk, N. (2006). Psychology and low back pain. *International Journal of Osteopathic Medicine*, 9(2), 49-53.
- Borenstein, D. G., Deyo, R. A., & Marcus, N. J. (1998). Uma abordagem simples das lombalgias. *Patient Care*, 3(31), 7-19.
- Borg, G. (1990). Psychophysical scaling with applications in physical work and the perception of exertion. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 16, 55-58.
- Branco, J., & Pereira, G. (1997). Lombalgias e actividade física. In T. Barata (Ed.), *Actividade física e medicina moderna* (pp. 304-309). Odivelas: Europress.
- Brazil, A. V., Ximenes, A. C., Radu, A. S., Fernandes, A. R., Appel, C., Maçaneiro, C. H., Ribeiro, C. H., Gomes, C., Meirelles, E. S., Puertas, E. B., Landin, E., Egypto, E. J. P., Appel, F., Dantas, F. L. R., Façanha, F. F. A. M., Furtado, G. E., Carneiro, F. G. S., Cecin, H. A., Defino, H. L., Carrete, J. H., Natour, J., Marques Neto, J. F., Amaral, F. J. C., Provenza, J. R., Vasconcelos, J. T. S., Amaral, L. L. F., Vialle, L. R. G., Masini, M., Taricco, M. A., Brotto, M. W. I., Daniel, M. M., Sposito, M., Morais, O. J. S., Botelho, R. V., Xavier, R. M., Radominski, S. C., Daher, S., Lianza, S., Amaral, S. R., Antonio, S. F., Barros, F. T. E., Viana, U., Vieira, V. P., Ferreira, W. H. R., & Stump, X. M. G. (2004). Diagnóstico e tratamento das lombalgias e lombociatalgias. *Revista Brasileira de Reumatologia*, 44(6), 419-425.
- Brereton, L. C., & McGill, S. M. (1999). Effects of physical fatigue and cognitive challenges on the potential for low back injury. *Human Movement Science*, 18, 839-857.
- Brown, D. W., Balluz, L. S., Heath, G. W., Moriarty, D. G., Ford, E. S., Giles, W. H., & Mokdad, A. H. (2003). Associations between recommended levels of physical activity and health-related quality of life Findings from the 2001 Behavioral Risk Factor Surveillance System (BRFSS) survey. *Preventive Medicine*, 37(5), 520-528.
- Brown, D. W., Brown, D. R., Heath, G. W., Balluz, L., Giles, W. H., Ford, E. S., & Mokdad, A. H. (2004). Associations between physical ctiviay dose and health-related quality of life. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(5), 890-896.

- Bucko, C. C., Young, J. L., Cole, A. J., Stratton, S. A., & Press, J. M. (2003). Physical therapy options for lumbar spine pain. In A. Cole & S. Herring (Eds.), *Low back pain handbook: A guide for the practicing clinician* (2^a ed., pp. 151-161). Philadelphia: Hanley & Belfus, Inc.
- Burton, A. K., Balagué, F., Cardon, G., Eriksen, H. R., Henrotin, Y., Lahad, A., Leclerc, A., Muller, G., & van der Beek, A. J. (2006). Chapter 2. European guidelines for prevention in low back pain : November 2004. *European Spine Journal*, 15(Suppl 2), S136-168.
- Cailliet, R. (2001). *Síndrome da dor lombar* (5^a ed.). Porto Alegre: Artmed Editora.
- Campos, M. A. (2004). *Exercícios abdominais: Uma abordagem prática e científica* (2^a ed.). Rio de Janeiro: Sprint.
- Caraviello, E. Z., Wasserstein, S., Chamlian, T. R., & Masiero, D. (2005). Avaliação da dor e função de pacientes com lombalgia tratados com um programa de Escola de Coluna. *Acta Fisiátrica*, 12(1), 11-14.
- Cardoso, M. A. (1999). *Manual de tratamento da dor crônica*. Lisboa: Lidel, Lda.
- Carpenter, D. M., & Nelson, B. W. (1999). Low back strengthening for the prevention and treatment of low back pain. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 31(1), 18-24.
- Carroll, T. J., Riek, S., & Carson, R. G. (2001). Neural adaptation to resistance training. Implications for movement control. *Sports Medicine*, 31(12), 829-840.
- Caspersen, C. J., Powell, K. E., & Christenson, G. M. (1985). Physical activity, exercise, and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research. *Public Health Reports*, 100(2), 126-131.
- Chaitow, L., & Fritz, S. (2008). *Guia do terapeuta: Massagem para dor lombar e pélvica* (2^a ed.). Rio de Janeiro: Elsevier.
- Chester, M. R., Rys, M. J., & Konz, S. A. (2002). Leg swelling, comfort and fatigue when sitting, standing, and sit/standing. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 29, 289-296.
- Chok, B., Lee, R., Latimer, J., & Tan, S. B. (1999). Endurance training of the trunk extensor muscles in people with subacute low back pain. *Physical Therapy*, 79(11), 1032-1042.
- Cittone, J. M. (1999). Méthode Mézières. In *Encyclopédie médico-chirurgicale* (Vol. Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation, pp. 8). Paris: Elsevier.
- Comerford, M. J., & Mottram, S. L. (2001). Functional stability re-training: principles and strategies for managing mechanical dysfunction. *Manual Therapy*, 6(1), 3-14.

- Costa, D., & Palma, A. (2005). O efeito do treinamento contra resistência na síndrome da dor lombar. *Revista Portuguesa de Ciências e Movimento*, 2(V), 224-234.
- Critchley, D. J., & Coutts, F. J. (2002). Abdominal Muscle Function in Chronic Low Back Pain Patients: Measurement with real-time ultrasound scanning. *Physiotherapy*, 88(6), 322-332.
- da Silva, R. A., Larivière, C., Plamondon, A., Arsenault, A. B., & Nadeau, S. (2011). Do pelvic stabilization and lower-limb position affect isometric trunk extension strength? *Isokinetics and Exercise Science*, 19, 175-179.
- Daltroy, L. H., Iversen, M. D., Larson, M. G., Lew, R., Wright, E., Ryan, J., Zwerling, C., Fossel, A. H., & Liang, M. H. (1997). A controlled trial of an educational program to prevent low back injuries. *New England Journal of Medicine*, 337(5), 322-328.
- Danneels, L. A., Vanderstraeten, G. G., Cambier, D. C., Witvrouw, E. E., Bourgois, J., Dankaerts, W., & De Cuyper, H. J. (2001). Effects of three different training modalities on the cross sectional area of the lumbar multifidus muscle in patients with chronic low back pain. *British Journal of Sport Medicine*, 35, 186-191.
- Danneskiold-Samsoe, B., Bartels, E. M., Bulow, P. M., Lund, H., Stockmarr, A., Holm, C. C., Watjen, I., Appleyard, M., & Bliddal, H. (2009). Isokinetic and isometric muscle strength in a healthy population with special reference to age and gender. *Acta Physiologica*, 197 (Suppl 673), 1-68.
- Davidson, M., & Keating, J. (2002). A comparison of five low back disability questionnaires: Reliability and responsiveness. *Physical Therapy*, 82(1), 8-24.
- Davidson, M., & Keating, J. (2005). Oswestry Disability Questionnaire (ODQ). *Australian Journal of Physiotherapy*, 51(4), 270.
- del Olmo, M. F., Reimunde, P., Viana, O., Acero, R. M., & Cudeiro, J. (2006). Chronic neural adaptation induced by long-term resistance training in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 96(6), 722-728.
- Delitto, A. (1994). Are measures of function and disability important in low back care? *Physical Therapy*, 74(5), 452-462.
- Delitto, A., Crandell, C. E., & Rose, S. J. (1989). Peak torque-to-body weight ratios in the trunk: A critical analysis Delito. *Physical Therapy*, 69, 138-143.
- Demoulin, C., Vanderthommen, M., Duysens, C., & Crielaard, J. M. (2006). Spinal muscle evaluation using the Sorensen test: a critical appraisal of the literature. *Joint Bone Spine*, 73, 43-50.
- Deyo, R. A., & Weinstein, J. N. (2001). Low back pain. *New England Journal of Medicine*, 344(5), 363-370.

- Domingues de Freitas, C., & Greve, J. M. D. A. (2008). Estudo comparativo entre exercícios com dinamômetro isocinético e bola terapêutica na lombalgia crônica de origem mecânica. *Fisioterapia e Pesquisa*, 15(4), 380-386.
- Dunn, K. M., Jordan, K., & Croft, P. R. (2006). Characterizing the course of low back pain: a latent class analysis. *American Journal of Epidemiology*, 163(8), 754-761.
- Dvir, Z. (2002). *Isocinética: Avaliações musculares, interpretações e aplicações clínicas*. Brasil: Editora Manole Lda.
- Dvir, Z. (2003). Isokinetic measurements using short range of motion: A new approach to the assessment of muscle function. *Isokinetics and Exercise Science*, 11, 9-12.
- Ebrahimi, I., Hosseini, G. R. S., Salavati, M., Farahini, H., & Arab, A. M. (2005). Clinical trunk muscle endurance tests in subjects with and without low back pain. *Medical Journal of the Islamic Republic of Iran*, 19(2), 95-101.
- Ehrlich, G. E. (2003). Low back pain. *Bulletin of the World Health Organization*, 81(9), 671-676.
- Esola, M. A., McClure, P. W., Fitzgerald, G. K., & Siegler, S. (1996). Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of LBP. *Spine*, 21(1), 71-78.
- Eston, R. (2012). Use of Ratings of Perceived Exertion in Sports. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 7, 175-182.
- European Commission COST B13 Management Committee. (2002). European guidelines for the management of low back pain. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 73(Suppl 305), 20-25.
- Evans, C., Gilbert, J. R., Taylor, W., & Hildebrand, A. (1987). A randomised controlled trial of flexion exercises, education and bed rest for patients with acute low back pain. *Physiotherapy Canada*, 39(2), 96-101.
- Fairbank, J. C., Couper, J., Davies, J. B., & O'Brien, J. P. (1980). The Oswestry low back pain disability questionnaire. *Physiotherapy*, 66(8), 271-273.
- Fairbank, J. C. T., & Pynsent, P. B. (2000). The Oswestry Disability Index. *Spine*, 25(22), 2940-2953.
- Fleck, S. J., & Kraemer, W. J. (1987). *Designing resistance training programs*. Champaign: Human Kinetics Books.
- Florindo, A. A., & Latorre, M. R. D. O. (2003). Validação e reprodutibilidade do questionário de Baecke de avaliação física habitual em homens adultos. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 9(3), 121-128.

- Florindo, A. A., Latorre, M. R. D. O., Jaime, P. C., Tanaka, T., & Zerbini, C. A. F. (2004). Metodologia para a avaliação da atividade física habitual em homens com 50 anos ou mais. *Revista de Saúde Pública*, 38(2), 307-314.
- Fritz, J. (2005). Reabilitação da coluna lombar. In J. R. Andrews, G. L. Harrelson & K. E. Wilk (Eds.), *Reabilitação física do atleta* (3ª ed., pp. 473-507). Rio de Janeiro: Elsevier.
- Fritz, J. M. (1998). Use of a classification approach the treatment of 3 patients with low back pain. *Physical Therapy*, 78(7), 766-777.
- Girdler, S. S., Maixner, W., Naftel, H. A., Stewart, P. W., Moretz, R. L., & Light, K. C. (2005). Cigarette smoking, stress-induced analgesia and pain perception in men and women. *Pain*, 114, 372-385.
- Göhner, W., & Schlicht, W. (2006). Preventing chronic back pain: evaluation of a theory-based cognitive-behavioural training programme for patients with subacute back pain. *Patient Education and Counseling*, 64, 87-95.
- Gomes, J. A., & Santos, R. A. (1992). Lombalgias. *Pathos*, 95, 7-16.
- Gonçalves, J. L. (1994). Coluna vertebral e envelhecimento ósseo: Importância e contra-indicações da actividade física. In A. Marques, A. Gaya & J. M. Constantino (Eds.), *Physical activity and health in the elderly: Proceedings of the 1º conference of EGREPA* (pp. 204-212). Oeiras: FCDEF-UP.
- Gonçalves, M., & Barbosa, F. S. S. (2005). Análise de parâmetros de força e resistência dos músculos erectores da espinha lombar durante a realização de exercício isométrico em diferentes níveis de esforço. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 11(2), 109-114.
- Gouveia, K. M. C., & Gouveia, E. C. (2008). O músculo transverso abdominal e sua função de estabilização da coluna lombar. *Fisioterapia em Movimento*, 21(3), 45-50.
- Grabiner, M. D., Jeziorowski, J. J., & Divekar, A. D. (1990). Isokinetic measurements of trunk extension e flexion performance collected with the biodex clinical data station. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 11(12), 590-599.
- Grant, S., Aitchison, T., Henderson, E., Christie, J., Zare, S., McMurray, J., & Dargie, H. (1999). A comparison of the reproducibility and the sensitivity to change of visual analogue scales, Borg scales, and Likert scales in normal subjects during submaximal exercise. *CHEST*, 116(5), 1208-1217.

- Graves, J. E., Webb, D. C., Pollock, M. L., Matkozych, J., Leggett, S. H., Carpenter, D. M., Foster, D., N., & Cirulli, J. (1994). Pelvic stabilization during resistance training: its effect on the development of lumbar extension strength. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75, 210-215.
- Gray, H. (2001). *Gray's anatomy: A facsimile. Anatomy descriptive and surgical*. United Kingdom: Grange Books.
- Gridley, L., & van den Dolder, P. A. (2001). The percentage improvement in pain scale as a measure of physiotherapy treatment effects. *Australian Journal of Physiotherapy*, 47(2), 133-138.
- Grotle, M., Brox, J. I., Glomsrod, B., Lonn, J. H., & Vollestad, N. K. (2007). Prognostic factors in first-time care seekers due to acute low back pain. *European Journal of Pain*, 11, 290-298.
- Gruther, W., Wick, F., Paul, B., Leitner, C., Posch, M., Matzner, M., Crevenna, R., & Ebenbichler, G. (2009). Diagnostic accuracy and reliability of muscle strength and endurance measurements in patients with chronic low back pain. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 41(8), 613-619.
- Guimarães, A. C. S., Vaz, M. A., Campos, M. I. C., & Marantes, R. (1991). The contribution of the rectus abdominis and rectus femoris in twelve selected abdominal exercises. An electromyographic study. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 31(2), 222-230.
- Gunnarsson, U., Johansson, M., & Strigård, K. (2011). Assessment of abdominal muscle function using the Biodex System-4. Validity and reliability in healthy volunteers and patients with giant ventral hernia. *Hernia*, 15(4), 417-421.
- Hayden, J. A., van Tulder, M. W., & Tomlinson, G. (2005). Systematic review: strategies for using exercise therapy to improve outcomes in chronic low back pain. *Annals of Internal Medicine*, 142(9), 776-785.
- Hestbaek, L., Leboeuf-Yde, C., Engberg, M., Lauritzen, T., Bruun, N. H., & Manniche, C. (2003). The course of low back pain in a general population. results from a 5-year prospective study. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 26(4), 213-219.
- Hestbaek, L., Leboeuf-Yde, C., Kyvik, K. O., & Manniche, C. (2006). The course of low back pain from adolescence to adulthood. Eight-year follow-up of 9600 twins. *Spine*, 31(4), 468-472.
- Hodges, P. W. (1999). Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? *Manual Therapy*, 4(2), 74-86.
- Houglum, P. A., & Perrin, D. H. (2005). *Therapeutic exercise for musculoskeletal injuries* (2^a ed.). Champaign, EUA: Human Kinetics.

- Huge, V., Schloderer, U., Steinberger, M., Wuenschmann, B., Schöps, P., Beyer, A., & Azad, S. C. (2006). Impact of a functional restoration program on pain and health-related quality of life with chronic low back pain. *Pain Medicine*, 7(6), 501-508.
- Imamura, S. T., Kaziya, H. H., & Imamura, M. (2001). Lombalgia. *Revista Medicina*, 80(2), 375-390.
- Jacob, T., Baras, M., Zeev, A., & Epstein, L. (2001). Low back pain: reliability of a set of pain measurement tools. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(6), 735-742.
- Jensen, M. P., Chen, C., & Brugger, A. M. (2003). Interpretation of visual analog scale ratings and change scores: a reanalysis of two clinical trials of postoperative pain. *The Journal of Pain*, 4(7), 407-414.
- Jones, M. A., Stratton, G., Reilly, T., & Unnithan, V. B. (2007). Recurrent non-specific low-back pain in adolescents: the role of exercise. *Ergonomics*, 50(10), 1680-1688.
- Kapandji, I. A. (1975). *Physiologie articulaire. Schémas commentés de mécanique humaine* (2^a ed.). Paris: Maloine, S. A.
- Kendrick, K. R., Baxi, S. C., & Smith, R. M. (2000). Usefulness of the modified 0-10 Borg scale in assessing the degree of dyspnea in patients with COPD and asthma. *Journal of Emergency Nursing*, 26(3), 0216-0222.
- Kisner, C., & Colby, L. A. (2005). *Exercícios terapêuticos: Fundamentos e técnicas* (4^a ed.). São Paulo: Manole.
- Kolber, M. J., & Beekhuizen, K. (2007). Lumbar stabilization: An evidence-based approach for the athlete with low back pain. *Strength and Conditioning Journal*, 29(2), 26-37.
- Koleck, M., Mazaux, J. M., Rasclé, N., & Bruchon-Schweitzer, M. (2006). Psycho-social factors and coping strategies as predictors of chronic evolution and quality of life in patients with low back pain: a prospective study. *European Journal of Pain*, 10(1), 1-11.
- Koltyn, K. F. (2002). Using physical activity to manage pain in older adults. *Journal of Aging and Physical Activity*, 10(2), 226-239.
- Kolyniak, I. G., Cavalcanti, S. B., & Aoki, M. S. (2004). Avaliação isocinética da musculatura envolvida na flexão e extensão do tronco: Efeito do método Pilates®. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 10(6), 487-490.

- Koumantakis, G. A., Watson, P. J., & Oldham, J. A. (2005). Trunk muscle stabilization training plus general exercise versus general exercise only: randomized controlled trial of patients with recurrent low back pain. *Physical Therapy*, 85(3), 209-225.
- Kovacs, F. M., Gestoso, M., Gil del Real, M. a. T., López, J., Mufraggi, N., & Ignacio Méndez, J. (2003). Risk factors for non-specific low back pain in schoolchildren and their parents: a population based study. *Pain*, 103(3), 259-268.
- Kraemer, W. J., Adams, K., Cafarelli, E., Dudley, G. A., Dooly, C., Feigenbaum, M. S., Fleck, S. J., Franklin, B., Fry, A. C., Hoffman, J. R., Newton, R. U., Pottenger, J., Stone, M. H., Ratames, N. A., & Triplett-McBrid, T. (2002). American College of Sports Medicine. Progression Models in resistance training for healthy adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(2), 364-380.
- Krajcarski, S. R., Potvin, J. R., & Chiang, J. (1999). The in vivo dynamic response of the spine to perturbations causing rapid flexion: effects of pre-load and step input magnitude. *Clinical Biomechanics*, 14, 54-62.
- Kuukkanen, T., & Mälikä, E. (1996). Muscular performance after a 3 month progressive physical exercise program and 9 month follow-up in subjects with low back pain. A controlled study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 6, 112-121.
- Lahad, A., Malter, A., Berg, A., & Deyo, R. A. (1994). The effectiveness of four interventions for the prevention of low back pain. *JAMA*, 272(16), 1286-1291.
- Langrana, N. A., Lee, C. K., Alexander, H., & Mayott, C. W. (1984). Quantitative Assessment of Back Strength Using Isokinetic Testing. *Spine*, 9(3), 287-290.
- Leboeuf-Yde, C. (1999). Smoking and Low Back Pain. A systematic literature review of 41 journal articles reporting 47 epidemiologic studies. *Spine*, 24(14), 1463-1470.
- Lee, J.-H., Hoshino, Y., Nakamura, K., Kariya, Y., Saita, K., & Ito, K. (1999). Trunk muscle weakness as a risk factor for low back pain: A 5-year prospective study. *Spine*, 24(1), 54-57.
- Leeuw, M., Houben, R. M., Severeijns, R., Picavet, H. S., Schouten, E. G., & Vlaeyen, J. W. (2007). Pain-related fear in low back pain: a prospective study in the general population. *European Journal of Pain*, 11(3), 256-266.
- Leggett, S., Mooney, V., Matheson, L. N., Nelson, B., Dreisinger, T., Van Zytveld, J., & Vie, L. (1999). Restorative exercise for clinical low back pain: A prospective two-center study with 1-year follow-up. *Spine*, 24(9), 889-898.

- Leinonen, V., KanKaanpää, M., Airaksinen, O., & Hänninen, O. (2000). Back and hip extensor activities during trunk flexion/extension: Effects of low back pain and rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81, 32-37.
- Lemmer, J. T., Hurlbut, D. E., Martel, G. F., Tracy, B. L., Ivey, F. M., Metter, E. J., Fozard, J. L., Fleg, J. L., & Hurley, B. F. (2000). Age and gender responses to strength training and detraining. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(8), 1505-1512.
- Liddle, S. D., Baxter, G. D., & Gracey, J. H. (2004). Exercise and chronic low back pain: what works? *Pain*, 107(1-2), 176-190.
- Macrae, I. F., & Wright, V. (1969). Measurement of back movement. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 28, 584-589.
- Maher, C. G., Latimer, J., Hodges, P. W., Refshauge, K. M., Moseley, G. L., Herbert, R. D., Costa, L. O. P., & McAuley, J. (2005). The effect of motor control exercise versus placebo in patients with chronic low back pain. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 6(54), 1-8.
- Malliou, P., Gioftsidou, A., Beneka, A., & Godolias, G. (2006). Measurements and evaluations in low back pain patients. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 16(4), 219-230.
- Marras, W. S. (2000). Occupational low back disorder causation and control. *Ergonomics*, 43(7), 880-902.
- Massada, J. L. R. (2001). *O bipedismo no homo sapiens. Postura recente: Nova patologia*. Lisboa: Editorial Caminho.
- Maul, I., Laubli, T., Oliveri, M., & Krueger, H. (2005). Long-term effects of supervised physical training in secondary prevention of low back pain. *European spine journal*, 14(6), 599-611.
- Mayer, T. G., Smith, S. S., Keeley, J., & Mooney, V. (1985). Quantification of lumbar function. Part 2: sagittal plane trunk strength in chronic low-back pain patients. *Spine*, 10(8), 765-772.
- McGill, S. (1998). Low back exercises: Evidence for improving exercise regimens. *Physical therapy*, 78(7), 754-765.
- McGill, S. (2006). *Ultimate back fitness and performance* (3^a ed. Vol.). Canada: Wabuno Publishers, Backfitpro Inc.
- McGill, S. (2007). *Low back disorders. Evidence-based prevention and rehabilitation* (2^a ed.). Canada: Human Kinetics.
- McGill, S. M., Childs, A., & Liebenson, C. (1999). Endurance Times for Low Back Stabilization Exercises: Clinical Targets for Testing and Training From a Normal Database. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80, 941-944.

- McKune, A. J., Semple, S. J., Scott, P. A., & Charteris, J. (2012). Effect of trunk inclination on isometric extensor e flexor torque of healthy adult males. *African Journal for Physical, Health Education, Recreation and Dance*, 18(2), 317-328.
- Medeiros, L. (1996). Reabilitação das lombalgias. *Arquivos de Fisiatria*, 3, 85-92.
- Melzer, I., Benjuya, N., & Kaplanski, J. (2000). Age related changes in muscle strength and fatigue. *Isokinetics and Exercise Science*, 8, 73-83.
- Middleton, P., & Pollard, H. (2005). Are chronic low back pain outcomes improved with co-management of concurrent depression? *Chiropractic & Osteopathy*, 13(8), 1-7.
- Ministério da Saúde. Direcção-Geral da Saúde. (2003). A dor como 5º sinal vital. Registo sistemático da intensidade da dor. Myos Consult. 16.12.2011, disponível em <http://www.myos.pt/downloads/circular5sinalvital.pdf>
- Mirtz, T. A., & Greene, L. (2005). Is obesity a risk factor for low back pain? An example of using the evidence to answer a clinical question. *Chiropractic & Osteopathy*, 13(2), 1-6.
- Moffroid, M. T. (1997). Endurance of trunk muscles in persons with chronic low back pain. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 34(4), 440-447.
- Moffroid, M. T., Haugh, L. D., Haig, A. J., Henry, S. M., & Pope, M. H. (1993). Endurance training of trunk extensor muscles. *Physical therapy*, 73(1), 10-17.
- Mooney, V., Gulick, J., Perlman, M., Levy, D., Pozos, R., Leggett, S., & Resnick, D. (1997). Relationships between myoelectric activity, strength, and MRI of lumbar extensor muscles in back pain patients and normal subjects. *Journal of Spinal Disorders*, 10(4), 348-356.
- Mortimer, M., Wiktorin, C., Pernol, G., Svensson, H., Vingard, E., & Music-Norrtälje study group. (2001). Sports activities, body weight and smoking in relation to low-back pain: a population-based case-referent study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 11(3), 178-184.
- Murphy, A. J., & Wilson, G. J. (1997). The ability of tests of muscular function to reflect training-induced changes in performance. *Journal of Sports Sciences*, 15, 191-200.
- Nelson, A. (2007). Evaluation and treatment of patients with low back pain. *Journal of the American Academy of Physician Assistants*, 20(4), 22-26.
- Neubauer, E., Junge, A., Pirron, P., Seemann, H., & Schiltewolf, M. (2006). HKF-R 10 - screening for predicting chronicity in acute low back pain (LBP): a prospective clinical trial. *European Journal of Pain*, 10, 559-566.
- Norris, C. M. (1993). Abdominal muscle training in sport. *British Journal of Sport Medicine*, 27(1), 19-27.

- Norris, C. M. (1995). Spinal stabilisation: 3. Stabilisation mechanisms of the lumbar spine *Physiotherapy*, 81(2), 72-79.
- Nourbakhsh, M. R., & Arab, A. M. (2002). Relationship between mechanical factors and incidence of low back pain. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 32, 447-460.
- Nunes, L. (1999). *A prescrição da actividade física*. Lisboa: Editorial Caminho.
- O'Sullivan, P. B. (2000). Lumbar segmental 'instability': clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Manual Therapy*, 5(1), 2-12.
- O'Sullivan, P. B., Dankaerts, W., Burnett, A., Straker, L., Bargon, G., Moloney, N., Perry, M., & Tsang, S. (2006a). Lumbopelvic kinematics and trunk muscle activity during sitting on stable and unstable surfaces. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 36, 19-25.
- O'Sullivan, P. B., Mitchell, T., Bulich, P., Waller, R., & Holte, J. (2006b). The relationship between posture and back muscle endurance in industrial workers with flexion-related low back pain. *Manual Therapy*, 11, 264-271.
- Oliveira, M. M., & Maia, J. A. (2001). Avaliação da actividade física em contextos epidemiológicos. Uma revisão da validade e fiabilidade do acelerómetro Tritrac-R3D, do pedómetro Yamax Digi-Walker e do questionário de Baecke. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, 1(3), 73-88.
- Olivier, N., Lepretre, A., Caby, I., Dupuis, M. A., & Prieur, F. (2008). Le réentraînement à l'effort de la lombalgie chronique nécessite-t-il un renforcement musculaire isocinétique quotidien du tronc? *Annales de Readaptation et de Médecine Physique*, 51, 284-291.
- Panjabi, M. M. (2003). Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 371-379.
- Peltonen, J. E., Taimela, S., Erkinntalo, M., Salminen, J. J., Oksanen, A., & Kujala, U. M. (1998). Back extensor and psoas muscle cross-sectional area, prior physical training, and trunk muscle strength--a longitudinal study in adolescent girls. *European journal of applied physiology*, 77, 66-71.
- Pereira, I. (1996). Lombalgias e sua etiologia. *Arquivos de Fisiatria*, 3, 101-112.
- Petersen, T., Laslett, M., Thorsen, H., Manniche, C., Ekdahl, C., & Jacobsen, S. (2003). Diagnostic classification of non-specific low back pain. A new system integrating patho-anatomic and clinical categories. *Physiotherapy Theory and Practice*, 19(4), 213-237.

- Pfeiffer, K. A., Pivarnik, J. M., Womack, C. J., Reeves, M. J., & Malina, R. M. (2002). Reliability and validity of the Borg and OMNI rating of perceived exertion scales in adolescent girls. *Medicine and science in sports and exercise*, 34(12), 2057-2061.
- Pinheiro, J. P. (1998). *Medicina de reabilitação em traumatologia do desporto* (Vol. 19). Lisboa: Editorial Caminho.
- Pinheiro, J. P., & Gomes, C. (2002). Contributo para a terapêutica conservadora da dor lombar. *Arquivos de Fisiatria*, 9, 85-96.
- Polito, M. D., Neto, G. A. M., & Lira, V. A. (2003). Componentes da aptidão física e sua influência sobre a prevalência de lombalgia. *Revista Brasileira de Ciências e Movimento*, 11(2), 35-40.
- Pollock, M. L., Leggett, S. H., Graves, J. E., Jones, A., Fulton, M., & Cirulli, J. (1989). Effect of resistance training on lumbar extension strength. *The American Journal of Sports Medicine*, 17(5), 624-629.
- Ponte, C. (2005). Lombalgia em cuidados de saúde primários: sua relação com características sociodemográficas. *Revista Portuguesa de Clínica Geral*, 21, 259-267.
- Preuper, H. R. S., Reneman, M. F., Boonstra, A. M., Dijkstra, P. U., Versteegen, G. J., & Geertzen, J. H. (2007). The relationship between psychosocial distress and disability assessed by the Symptom Checklist-90-Revised and Roland Morris Disability Questionnaire in patients with chronic low back pain. *The Spine Journal*, 7, 525-530.
- Rantanen, P., Airaksinen, O., & Penttinen, E. (1994). Paradoxical variation of strength determinants with different rotation axes in trunk flexion and extension strength tests. *European journal of applied physiology*, 68, 322-326.
- Rantanen, P., & Nykvist, F. (2000). Optimal sagittal motion axis for trunk extension and flexion tests in chronic low back pain. *Clinical Biomechanics*, 15, 665-671.
- Reeves, N. P., Cholewicki, J., Milner, T., & Lee, A. S. (2008). Trunk antagonist co-activation is associated with impaired neuromuscular performance. *Experimental Brain Research*, 188(3), 457-463.
- Reneman, M. F., Jorritsma, W., Schellekens, J. M. H., & Göeken, L. N. H. (2002). Concurrent validity of questionnaire and performance-based disability measurements in patients with chronic nonspecific low back pain. *Journal of Occupational Rehabilitation*, 12(3), 119-129.
- Richardson, C., Jull, G., Toppenberg, R., & Comerford, M. (1992). Techniques for active lumbar stabilisation for spinal protection: A pilot study. *Australian Physiotherapy*, 38(2), 105-112.

- Ripamonti, M., Colin, D., & Rahmani, A. (2011). Maximal power of trunk flexor and extensor muscles as a quantitative factor of low back pain. *Isokinetics and Exercise Science*, 19, 83-89.
- Risch, S. V., Pollock, M. L., Langer, H., Graves, J. E., Norvell, N. K., Risch, E. D., Fulton, M., & Leggett, S. H. (1993). Lumbar strengthening in chronic low back pain patients. Physiologic and psychological benefits. *Spine*, 18(2), 232-238.
- Rissanen, A., Heliövaara, M., Alaranta, H., Taimela, S., Mäkiä, E., Knekt, P., Reunanen, A., & Aromaa, A. (2002). Does good trunk extensor performance protect against back-related work disability? *Journal Rehabilitation Medicine*, 34, 62-66.
- Robinson, M. E., Dannecker, E. A., George, S. Z., Otis, J., Atchison, J. W., & Fillingim, R. B. (2005). Sex differences in the associations among psychological factors and pain report: a novel psychophysical study of patients with chronic low back pain. *Journal of Pain*, 6(7), 463-470.
- Roussel, N., Truijen, S., Breugelmans, S., Claes, I., & Stassijns, G. (2006). Reliability of the assessment of lumbar range of motion and maximal isometric strength. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87, 576-582.
- Salminen, J. J., Erkinntalo, M. O., Pentti, J., Oksanen, A., & Kormanio, M. (1999). Recurrent low back pain and early disc degeneration in the young. *Spine*, 24(13), 1316-1321.
- Santos, A. P., Ramos, N. C., Estevão, P. C., Lopes, A. M. F., & Pascoalinho, J. (2005a). Instrumentos de medida úteis no contexto da avaliação em fisioterapia. *Re(habilitar) - Revista da Escola Superior de Saúde do Alcoitão*, 1, 131-156.
- Santos, R., Nunes, A., Ribeiro, J. C., Santos, P., Duarte, J. A. R., & Mota, J. (2005b). Obesidade, síndrome metabólica e AF . estudo exploratório realizado com adultos de ambos os sexos, Portugal. *Revista brasileira de educação física e esporte*, 19(4), 317-328.
- Scheuer, R., & Friedrich, M. (2010). Reliability of isometric strength measurements in trunk and neck region: patients with chronic neck pain compared with pain-free persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91, 1878-1883.
- Schneider, S., Mohnen, S. M., Schiltenswolf, M., & Rau, C. (2007). Comorbidity of low back pain: representative outcomes of a national health study in the Federal Republic of Germany. *European Journal of Pain*, 11, 387-397.
- Seabra, A. F., Mendonça, D. M., Thomis, M. A., Malina, R. M., & Maia, J. A. (2007). Sports participation among portuguese youth 10 to 18 years. *Journal of Physical Activity and Health*, 4(4), 370-380.

- Silfies, S. P., Squillante, D., Maurer, P., Westcott, S., & Karduna, A. R. (2005). Trunk muscle recruitment patterns in specific chronic low back pain populations. *Clinical Biomechanics*, 20, 465-473.
- Silva, M. C., Fassa, A. G., & Valle, N. C. J. (2004). Dor lombar crônica em uma população adulta do Sul do Brasil: prevalência e fatores associados. *Cadernos de Saúde Pública*, 20(2), 377-387.
- Sjolie, A. N. (2003). Active or passive journeys and low back pain in adolescents. *European spine journal*, 12(6), 581-588.
- Sjölie, A. N., & Ljunggren, A. E. (2001). The significance of high lumbar mobility and low lumbar strength for current and future low back pain in adolescents. *Spine*, 26(23), 2629-2636.
- Slade, S. C., & Keating, J. L. (2007). Unloaded movement facilitation exercise compared to no exercise or alternative therapy on outcomes for people with nonspecific chronic low back pain: a systematic review. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 30, 301-311.
- Smeets, R. J., Vlaeyen, J. W., Hidding, A., Kester, A. D., van der Heijden, G. J., & Knottnerus, J. A. (2008). Chronic low back pain: physical training, graded activity with problem solving training, or both? The one-year post-treatment results of a randomized controlled trial. *Pain*, 134, 263-276.
- Smith, S. S., Mayer, T. G., Gatchel, R. J., & Becker, T. J. (1985). Quantification of lumbar function. Part 1: isometric and multispeed isokinetic trunk strength measures in sagittal and axial planes in normal subjects. *Spine*, 10(8), 757-764.
- Snook, S. H. (2004). Self-care guidelines for the management of nonspecific low back pain. *Journal of Occupational Rehabilitation*, 14(4), 243-253.
- Souza, J. L., & Krieger, C. M. (2000). Instrumento de avaliação da dor nas costas. *Kinesis*, 22, 139-150.
- Staron, R. S., Karapondo, D. L., Kraemer, W. J., Fry, A. C., Gordon, S. E., Falkel, J. E., Hagerman, F. C., & Hikida, R. S. (1994). Skeletal muscle adaptations during early phase of heavy resistance training in men and women. *Journal of Applied Physiology*, 76(3), 1247-1255.
- Stevens, V. K., Bouche, K. G., Mahieu, N. N., Goorevits, P. L., Vanderstraeten, G. G., & Danneels, L. A. (2006). Trunk muscle activity in healthy subjects during bridging stabilization exercises. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 7(75), 1-8.
- Sung, P. S. (2003). Multifidi muscles median frequency before and after spinal stabilization exercises. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84, 1313-1318.

- Toscano, J. J. O., & Egypto, E. P. (2001). A influência do sedentarismo na prevalência de lombalgia. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 7(4), 132-137.
- Trainor, T. J., & Wiesel, S. W. (2002). Epidemiology of back pain in the athlete. *Clinics in sports medicine*, 21(1), 93-103.
- Tsukimoto, G. R., Riberto, M., Brito, C. A. d., & Battistella, L. R. (2006). Avaliação longitudinal da Escola de Postura para dor lombar crônica através da aplicação dos questionários Roland Morris e Short Form Health Survey (SF-36). *Acta Fisiátrica*, 13(2), 63-69.
- Udermann, B. E., Mayer, J. M., Graves, J. E., & Murray, S. R. (2003). Quantitative assessment of lumbar paraspinal muscle endurance. *Journal of Athletic Training*, 38(3), 259-262.
- Unrod, M., Kassel, J. D., & Robinson, M. (2004). Effects of smoking, distraction, and gender on pain perception. *Behavioral Medicine*, 30, 133-139.
- Urzica, I., Tiffreau, V., Popielarz, S., Duquesnoy, B., & Thevenon, A. (2007). Isokinetic trunk strength testing in chronic low back pain. The role of habituation and training to improve measures. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 50, 271-274.
- van Poppel, M. N., de Looze, M. P., Koes, B. W., Smid, T., & Bouter, L. M. (2000). Mechanisms of action of lumbar supports: a systematic review. *Spine*, 25(16), 2103-2113.
- Verbunt, J. A., Seelen, H. A., Vlaeyen, J. W., Heijden, G. J. v. d., Heuts, P. H., Pons, K., & Knottnerus, J. A. (2003). Disuse and deconditioning in chronic low back pain: concepts and hypotheses on contributing mechanisms. *European Journal of Pain*, 7(1), 9-21.
- Verbunt, J. A., Sieben, J. M., Seelen, H. A., Vlaeyen, J. W., Bousema, E. J., van der Heijden, G. J., & Knottnerus, J. A. (2005). Decline in physical activity, disability and pain-related fear in sub-acute low back pain. *European Journal of Pain*, 9, 417-425.
- Vlaeyen, J. W. S., Jong, J., Geilen, M., Heuts, P. H. T. G., & van Breukelen, G. (2002). The treatment of fear of movement/(re)injury in chronic low back pain: further evidence on the effectiveness of exposure in vivo. *The Clinical Journal of Pain*, 18(4), 251-261.
- Wang, J.-L., Parnianpour, M., Shirazi-Adl, A., & Engin, A. E. (2000). Viscoelastic finite-element analysis of a lumbar motion segment in combined compression and sagittal flexion. Effect of loading rate. *Spine*, 25(3), 310-318.
- Warwick, R., & Williams, P. L. (1973). *Gray Anatomia* (35^a ed. Vol. I, II). London: Guanabara Koogan.

- Washburn, R. A., Heath, G. W., & Jackson, A. W. (2000). Reliability and validity issues concerning large-scale surveillance of physical activity. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 71(2), 104-113.
- Williams, A. C. C., Davies, H. T. O., & Chadury, Y. (2000). Simple pain rating scales hide complex idiosyncratic meanings. *Pain*, 85, 457-463.
- Yang, G., Marras, W. S., & Best, T. M. (2011). The biochemical response to biomechanical tissue loading on the low back during physical work exposure. *Clinical Biomechanics*, 26, 431-437.

IX. ANEXOS:

1. DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO DE HELSÍNQUIA



Centro de Investigação em
Actividade Física, Saúde e Lazer

Declaração de consentimento

Está convidado(a) a participar num estudo de investigação científica onde se pretende analisar a influência dos músculos responsáveis pela estabilização integral lombar, em indivíduos com lombalgia inespecífica, através da avaliação da força dos músculos antero-posteriores de tronco. Ao aceitar participar neste estudo está a colaborar com uma investigação, no âmbito da tese de Doutoramento em Atividade Física e Saúde, mediada por Dr. Carlos Salgado e orientada pela Profª Dr.ª Joana Carvalho e Prof. Jorge Mota na Faculdade de Desporto – UP. Informamos que os seus riscos ou desconfortos serão mínimos e impercetíveis. A sua assinatura nesta declaração de consentimento formaliza a autorização para o desenvolvimento de todos os passos apresentados. Através deste instrumento e da melhor forma de direito, autorizo Carlos Manuel Fernandes Salgado, doutorando da Faculdade de Desporto da Universidade do Porto, a utilizar os dados obtidos no dinamómetro de investigação Isocinético Biodex System 4. Concedo ainda o direito de retenção e uso para quaisquer fins de ensino e divulgação em jornais e/ou revistas científicas do país e do estrangeiro, desde que mantido o sigilo sobre a minha identidade. Estou ciente dos objetivos e procedimentos que foram devidamente esclarecidos neste documento, e que nada tenho a exigir a título de compensação ou indemnização pela participação nas ações propostas.

Caso tenha perguntas sobre o estudo, poderei contactar Carlos Salgado pelo telemóvel 91 400 26 28 ou correio eletrónico, c.salgado.ctm@gmail.com

Eu, _____

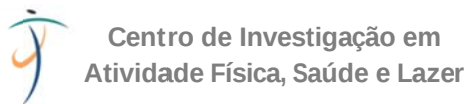
declaro para fins de participação na pesquisa sob a condição de sujeito objeto da ação, que fui devidamente esclarecido(a) das condições acima citadas e consinto voluntariamente em participar da actividade proposta.

Porto, ____/____/2011

(Participante – assinatura legível)

(Dr. Carlos Salgado – assinatura legível)

2. QUESTIONÁRIO



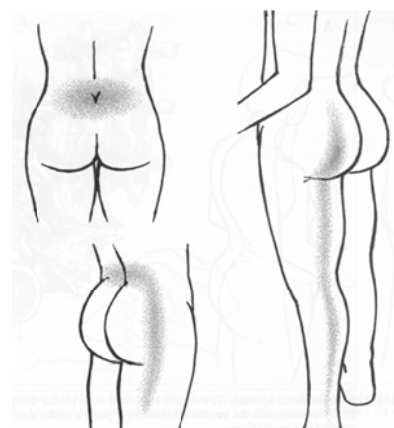
Questionário

Dor lombar e incapacidade funcional vs actividade física habitual

Está convidado(a) a participar num estudo de investigação no âmbito de Doutoramento em Ciências do Desporto, na área de especialização em ACTIVIDADE FÍSICA E SAÚDE. O presente questionário tem como objetivo a recolha de dados onde algumas respostas exigirão bastante sinceridade. O questionário é anónimo e confidencial, sendo o tempo médio de resposta de aproximadamente 10min. Caso tenha alguma dúvida, queira p.f. contactar Dr. Carlos Salgado para telemóvel, 914002628 ou e-mail, c.salgado.ctm@gmail.com.

Na figura, podemos ver as zonas de localização e irradiação da dor lombar às quais se refere o questionário.

DOR LOMBAR é definida como uma **sensação de dor ou desconforto localizado na região posterior do tronco, nas costas, abaixo das costelas até à zona das nádegas, com ou sem irradiação para o membro inferior (coxa e/ou perna), conhecida como lombociatalgia ou ciática.**



(Burton et al., 2006)

O questionário é constituído por 3 partes:

Primeira parte: Declaração de consentimento

Segunda parte: Caracterização da amostra

Terceira parte: Análise dos sintomas da coluna lombar, avaliação da intensidade da dor, avaliação da funcionalidade lombar nas actividades da vida diária e do nível de actividade física habitual.

Questionário

Data do Questionário: ____/____/____

Nº de Identificação:

Nome: _____

Endereço: _____

Contacto: _____

1. Dados Pessoais:

Sexo: Masculino ☐ Feminino ☐

Idade: _____ anos Altura: _____ m Peso: _____ kg

2. Escolaridade: _____ **Profissão/ocupação atual:** _____

3. Atualmente, sente mal-estar desconforto ou dor na zona lombar?

1 ☐ Sim 2 ☐ Não Se **Sim**, há quantos dias? _____

4. Alguma vez esteve hospitalizado devido aos seus problemas na zona lombar?

1 ☐ Sim 2 ☐ Não

5. Foi observado pelo médico, fisioterapeuta, osteopata ou qualquer outro profissional de saúde, nos últimos 12 meses, devido aos seus problemas de coluna?

1 ☐ Sim 2 ☐ Não

Se a resposta foi **Sim**, qual o diagnóstico?

6. Nos últimos 12 meses, durante quanto tempo sentiu problemas na zona lombar?

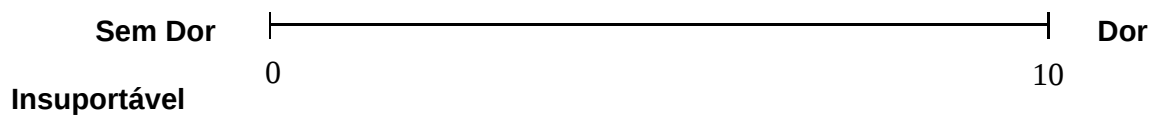
- 1 ☐ 0 dias
 2 ☐ 1 a 7 dias
 3 ☐ 8 a 30 dias
 4 ☐ Mais de 30 dias, mas não todos os dias seguidos
 5 ☐ Todos os dias

7. Encontra-se, neste momento, a tomar alguma medicação para atenuar as suas dores?

- 1 ☐ Sim 2 ☐ Não Se **Sim**, diga qual

Escala Visual Analógica – EVA

Assinale com uma cruz o ponto que melhor descreve actualmente a intensidade da sua dor lombar.



Questionário sobre a Avaliação Funcional

A dor lombar afeta a sua capacidade funcional nas actividades da vida diária. Em cada secção, **assinale** por favor com **um X apenas**, a frase que realmente se aplica ao seu caso, ainda que considere que 2 ou mais frases se apliquem. Refira-se à dor que sente hoje.

Secção 1 - Intensidade da dor

Neste momento, não tenho dor

Neste momento, tenho uma dor suave

Neste momento, tenho uma dor moderada

Neste momento, tenho uma dor forte

Neste momento, tenho uma dor muito forte

Neste momento, tenho uma dor insuportável

Secção 2 - Cuidados pessoais (higiene pessoal, vestir, calçar, etc)

Posso cuidar de mim próprio, normalmente, sem aumentar a minha dor

Posso cuidar de mim próprio, normalmente, mas isto aumenta a minha dor

É doloroso cuidar de mim próprio e sou lento e cuidadoso

Necessito de alguma ajuda, mas consigo fazer a maioria dos meus cuidados pessoais

Necessito de alguma ajuda diária na maior parte dos aspetos dos cuidados pessoais

Não consigo vestir-me, lavo-me com dificuldade, permaneço na cama

Secção 3 - Levantar pesos

Consigo levantar grandes pesos sem aumentar a minha dor

Consigo levantar grandes pesos mas isso aumenta a minha dor

A dor faz com que não levante grandes pesos do chão, só se estiverem convenientemente posicionados

Não consigo levantar grandes pesos, apenas ligeiros e se estiverem convenientemente posicionados

Só consigo levantar pesos muito leves

Não consigo levantar nem transportar quaisquer pesos

Secção 4 - Marcha

Consigo andar tanto quanto desejo
A dor faz com que eu não ande mais do que 1 km
A dor faz com que eu não ande mais do que ½ km
A dor faz com que eu não ande mais do que 250 metros
Só posso andar se usar bengala ou canadianas
Passo a maior parte do dia numa cadeira ou na cama

Secção 5 - Sentado

Posso sentar-me em qualquer cadeira durante o tempo que eu quiser
Só posso sentar-me na minha cadeira favorita, o tempo que eu quiser
A dor faz com que não consiga estar sentado mais do que 1 hora
A dor faz com que não consiga estar sentado mais do que 30 minutos
A dor faz com que não consiga estar sentado mais do que 10 minutos
A dor não permite que me sente

Secção 6 – Em pé

Posso estar de pé o tempo que quiser sem aumentar a minha dor
Posso estar de pé o tempo que quiser mas aumenta a minha dor
A dor faz com que não consiga estar de pé mais do que 1 hora
A dor faz com que não consiga estar de pé mais do que 30 minutos
A dor faz com que não consiga estar de pé mais do que 10 minutos
A dor não permite que esteja de pé

Secção 7 – Dormir

A dor não me impede de dormir bem
Durmo bem, mas só se tomar medicamentos
Mesmo quando tomo medicamentos, durmo menos de 6 horas
Mesmo quando tomo medicamentos, durmo menos de 4 horas
Mesmo quando tomo medicamentos, durmo menos de 2 horas
A dor impede-me de dormir

Secção 8 – Vida sexual

A minha sexual é normal e não aumenta a minha dor

A minha vida sexual é normal mas aumenta a minha dor

A minha vida sexual é quase normal mas é muito dolorosa

A minha vida sexual é gravemente restringida pela dor

A minha vida sexual quase não existe devido à dor

A dor faz com que não tenha qualquer vida sexual

Secção 9 – Vida social

A minha social é normal e não aumenta a minha dor

A minha vida social é normal mas aumenta a minha dor

A dor afecta a minha vida social limitando apenas os meus interesses mais energéticos (dança, etc)

A dor restringiu a minha vida social e não saio com tanta frequência

A dor restringiu a minha vida social à minha casa

Não tenho qualquer vida social devido à dor

Secção 10 – Viajar

Posso viajar para qualquer lado sem aumentar a minha dor

Posso viajar para qualquer lado mas aumenta a minha dor

A dor é forte, mas consigo viajar mais de 2 hora

A dor restringe-me a viagens com menos de 1 hora

A dor limita-me a viagens necessárias com menos de 30 minutos

A dor impede-me de viajar excepto para ir ao médico

Questionário sobre a Actividade Física Habitual

Para finalizar, pretendemos determinar o seu índice de actividade física diária.

Agradecemos que marque **apenas uma resposta** para cada item e siga a sequência das perguntas.

1. No trabalho mantenho-me sentado(a):

Nunca

Raramente

Algumas vezes

Frequentemente

Muito frequentemente

2. No trabalho, mantenho-me de pé:

Nunca

Raramente

Algumas vezes

Frequentemente

Muito frequentemente

3. Desloco-me a pé para o trabalho:

Nunca

Raramente

Algumas vezes

Frequentemente

Muito frequentemente

4. No trabalho, levanto cargas pesadas:

Nunca

Raramente

Algumas vezes

Frequentemente

Muito frequentemente

5. Depois do dia de trabalho, sinto-me cansado(a):

Muito frequentemente

Frequentemente

Às vezes

Raramente

Nunca

6. Durante o trabalho transpiro:

Muito frequentemente

Frequentemente

Às vezes

Raramente

Nunca

7. Em comparação com outras pessoas da minha idade, considero que o meu trabalho é fisicamente:

Muito mais pesado

Mais pesado

Igualmente pesado

Mais leve

Muito mais leve

8. Pratica algum desporto?

Sim

Não

8.1. Se respondeu afirmativamente, qual o desporto que pratica frequentemente?

8.2. Quantas horas por semana pratica o seu desporto frequente?

Menos de 1h

Entre 1 e 2h

Entre 2 e 3h

Entre 3 e 4h

Mais de 4h

8.3. Quantos meses por ano pratica o seu desporto frequente?

 Menos de 1 mês

 Entre 1 e 3 meses

 Entre 4 e 6 meses

 Entre 7 e 9 meses

 Mais de 9 meses

8.4. Pratica um 2º desporto? Se respondeu afirmativamente, qual o seu 2º desporto?

8.5. Quantas horas por semana pratica o seu 2º desporto?

 Menos de 1h

 Entre 1 e 2h

 Entre 2 e 3h

 Entre 3 e 4h

 Mais de 4h

8.6. Quantos meses por ano pratica o seu 2º desporto?

 Menos de 1 mês

 Entre 1 e 3 meses

 Entre 4 e 6 meses

 Entre 7 e 9 meses

 Mais de 9 meses

9. Em comparação com outras pessoas da minha idade, considero que a minha actividade física nos tempos livres é:

 Muito maior

 Maior

 Igual

 Menor

 Muito menor

10. Durante os tempos livres transpiro:

Muito frequentemente
Frequentemente
Às vezes
Raramente
Nunca

11. Durante os tempos livres pratico desporto:

Nunca
Raramente
Às vezes
Frequentemente
Muito frequentemente

12. Durante os tempos livres, vejo televisão:

Nunca
Raramente
Às vezes
Frequentemente
Muito frequentemente

13. Durante os tempos livres faço caminhadas:

Nunca
Raramente
Às vezes
Frequentemente
Muito frequentemente

14. Durante os tempos livres ando de bicicleta:

Nunca
Raramente
Às vezes
Frequentemente
Muito frequentemente

15. Quantos minutos caminho ou ando de bicicleta por dia para o trabalho, escola, compras, etc?

Menos de 5min.

Entre 5 e 15min.

Entre 15 e 30min.

Entre 30 e 45min.

Mais de 45min.

Agradecemos a sua preciosa colaboração.

3. ESCALA DE BORG MODIFICADA

- | | | |
|-----|---|----------------------|
| 0 | - | Nenhuma |
| 0,5 | - | Muito, muito leve |
| 1 | - | Muito leve |
| 2 | - | Leve |
| 3 | - | Moderada |
| 4 | - | Pouco intensa |
| 5 | - | Intensa |
| 6 | - | |
| 7 | - | Muito intensa |
| 8 | - | |
| 9 | - | Muito, muito intensa |
| 10 | - | Máxima |

4. CONVITE DE PARTICIPAÇÃO NO ESTUDO



Exmo. (a) Senhor (a)

Está convidado(a) a participar num estudo de investigação onde se pretende analisar a influência dos seus músculos responsáveis na estabilização da coluna lombar em pessoas com dor lombar. Informo que os seus riscos ou desconfortos serão mínimos e impercetíveis.

Ao aceitar participar neste estudo, além de avaliar objetivamente e sem encargos os seus músculos do tronco no aparelho Isocinético Biodex System 4, está a colaborar numa investigação científica, no âmbito da tese de Doutoramento mediada por Dr. Carlos Salgado, em Actividade Física e Saúde, realizado na Faculdade de Desporto – Universidade do Porto e em parceria com a Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto (ESTSP), sita em Vila Nova de Gaia (localização no verso).

Passar a Ponte D. Luís I no sentido Porto – Vila Nova de Gaia; entrar na Avenida Diogo Leite (Cais de Gaia); a aproximadamente 750 metros (depois do Teleférico) virar à esquerda e entrar na Rua Serpa Pinto (sentido único ascendente); aproximadamente a 500 metros virar à direita e entrar na Rua Dona Leonor de Freitas (já tem placa sinalizadora da Escola) e a aproximadamente 200 metros virar à esquerda e entrar no parque de estacionamento da Escola Superior de Saúde.

