



UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE LONDRINA

JÉSSYCA FERNANDES NOGUEIRA

**COMPARAÇÃO DA POSTUROGRAFIA EM DIFERENTES
CONDIÇÕES ENTRE INDIVÍDUOS COM E SEM DOR
LOMBAR CRÔNICA ESPECÍFICA**

Londrina
2016

JÉSSYCA FERNANDES NOGUEIRA

**COMPARAÇÃO DA POSTUROGRAFIA EM DIFERENTES
CONDIÇÕES ENTRE INDIVÍDUOS COM E SEM DOR
LOMBAR CRÔNICA**

Projeto de Dissertação apresentado ao Programa de Pós-Graduação Associado em Educação Física UEL-UEM, como requisito parcial à obtenção do Título de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Rosa Cardoso

Londrina
2016

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UEL

Nogueira, Jéssyca Fernandes.

Comparação da posturografia em diferentes condições entre indivíduos com e sem dor lombar crônica / Jéssyca Fernandes Nogueira. - Londrina, 2016.

68 f. : il.

Orientador: Jefferson Rosa Cardoso.

Dissertação (Mestrado em Educação Física) - Universidade Estadual de Londrina, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Educação Física, 2016.

Inclui bibliografia.

1. Educação física - Tese. 2. Dor lombar - Tese. 3. Postura humana - Tese. I. Cardoso, Jefferson Rosa. II. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Educação Física. III. Título.

JÉSSYCA FERNANDES NOGUEIRA

**COMPARAÇÃO DA POSTUROGRAFIA EM DIFERENTES
CONDIÇÕES ENTRE INDIVÍDUOS COM E SEM DOR LOMBAR
CRÔNICA**

Projeto de Dissertação apresentado ao Programa de Pós-Graduação Associado em Educação Física UEL-UEM, como requisito parcial à obtenção do Título de Mestre.

BANCA EXAMINADORA

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Rosa Cardoso
Universidade Estadual de Londrina – UEL

Prof. Dr. Felipe Arruda Moura
Universidade Estadual de Londrina – UEL

Prof. Dr. Rodrigo Luiz Carregaro
Universidade de Brasília – UNB

Londrina, 05 de Agosto de 2016.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por me amparar, guardar e guiar, me ensinando a superar dificuldades e me dando o discernimento para enfrentar as situações do dia a dia. Também agradeço a Ele por abrir as portas e ter me dado a oportunidade de estudar e trabalhar ao lado de pessoas das quais sem elas não poderia ter chego até o aqui.

Ao meu orientador prof. Dr. Jefferson Rosa Cardoso, meu maior exemplo de professor, mestre, pesquisador e formador de profissionais. Sem dúvida o Jeff foi pra mim um grande “paizão” dentro do laboratório, corrigindo me quando necessário, sendo sério e exigente na sua forma de trabalhar. Não tenho palavras que agradeçam a ele por tudo o que me proporcionou, pois iniciei nesse meio científico ainda muito nova e inesperiente, o que acabou lhe custando muuuuita paciência e dor de cabeça (imagino). Hoje vejo o quanto cada situação ocorrida foi necessário para meu aprendizado, que esta apenas começando. Foi o Jeff o primeiro professor que me deu atenção a oportunidade de compartilhar o mesmo espaço, estando dentro de um laboratório de pesquisa. Foi ele quem me ajudou com a meu primeiro emprego após a faculdade e ainda me deu a chance de fazer o mestrado, agregando muito conhecimento profissional e pessoal.

Aos meus pais pelo amor e apoio incondicional. Não mediram esforços e me deram todo o suporte financeiro e emocional, com certeza sem o apoio deles não conseguiria me manter todos esses anos longe. Agradeço pelas ligações fora de hora, pelas noites que não os deixei dormir de preocupação, pela insistência, por sempre me motivarem, por serem incríveis.

Ao meu pai que se doou durante toda a faculdade para me dar sempre o melhor que podia. Não medindo trabalho, atenção e amor para comigo. Sempre me suportando me aconselhando e ensinando com sua experiência de vida.

À minha mãe que me escutou, incentivou, me apoiou nas horas difíceis de desânimo e cansaço. Mãe, como todas suas palavras são confortantes e sábias aos meus ouvidos. Obrigada por todo o tempo gasto comigo.

A minha irmã que, embora pentelha também me ensinou a ter paciência, resiliência e que também foi minha grande parceira, me ouvindo e me aguentando em momentos difíceis.

Em especial ao meu avô, que sempre me incentivou a continuar e não desistir.

Desde o vestibular, me levou, buscou e não mediu forças para que tudo acontecesse como o planejado. Como eu queria todas aquelas broncas denovo, só para ter mais aprendizado. Este trabalho é com certeza dedicado a ele que foi a base da minha família. A minha vó Maria que até hoje é meu grande exemplo de mulher, sempre está disposta a me ouvir e me ajudar de todas as maneiras que se possa imaginar. E a minha vizinha que sempre intercedeu sobre a minha vida.

Aos meus tios que também sempre estavam por perto me apoiando em minhas decisões. Mi, Fer, Gi, Mu, Marcelo, Lícia, Nice, Néia, Juca, que estavam sempre em oração por mim, se disponibilizando em todos os momentos de escolhas, perdas e comemorando também em tempos de vitórias.

Ao Victor, meu namorado, que há dez anos me acompanha e me apoia em todas as decisões e escolhas. Me dando suporte emocional, me fazendo entender que o futuro é feito a partir da constante dedicação no presente.

À Josi, que além de colega de trabalho se tornou uma grande amiga que me orientou, aconselhou e me ouviu sempre que precisei. Um exemplo de amiga, aluna, professora e parceira que tento seguir.

À Mari e Mônica, dupla animada, sempre prontas a me ajudar e se faziam sempre presentes nas horas boas e ruins. Amigas que levarei sempre no meu coração. Festar com essas três é sinônimo de muita risada e descontração.

Aos meus colegas de laboratório que estavam sempre preparados para me ajudar, agindo como um grupo. À Lais que conheci antes de entrar no laboratório, veterana que me apoiou se comprometeu a me assistir. À Mabel, uma pessoa iluminada, que me inspirou a ser uma pessoa melhor. Ao Alex que sempre esteve do meu lado e me auxiliou todos os momentos que precisei. Ao João, Marcelo e Rodrigo que além de parceiros de balada também contribuíram de alguma forma para o meu conhecimento hoje.

Aos meus amigos e colegas que fiz em Londrina. Kalyma, minha querida, me aguentou em todos os momentos, dividindo cama, comida, roupa, desabafos, conselhos, ideias que também foram necessários para meu crescimento como pessoa e profissional. Carlinha Peixoto, Amanda, Duda, Belly, Camile, Ana, Lorena, Denise, Lê, Gabi, Mi, Carol, Rafa, Fla, todas, sem exceção tiveram um papel fundamental na em cada parte da minha vida morando em Londrina. Sou uma pessoa extremamente grata a cada um, que com suas particularidades me acrescentaram coisas boas.

Só tenho a agradecer por tudo o que conquistei até aqui, não sou merecedora

de nada sozinha. O auxílio de cada um foi necessário e a vitória é também de todos.

Gostaria de agradecer ao prof. Dr. Felipe por toda ajuda na criação da rotina e análise do sinal. Pelas reuniões nos finais de tarde e pelos atendimentos via *Skype* e *Whats App*. Obrigada Felipe.

Ao FINEP (Edital MCT/FINEP/AÇÃO TRANSVERSAL PRÓ-INFRA 01/2009) pela aquisição da plataforma de força e à CAPES pela bolsa de estudo durante todo o mestrado.

NOGUEIRA, Jéssyca Fernandes. **Comparação da posturografia em diferentes condições entre indivíduos com e sem dor lombar crônica**. 2016. 68 f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2016.

RESUMO

Introdução: A dor lombar apresenta-se como uma disfunção de etiologia complexa e multidimensional, afetando cerca de 60-80% da população, pelo menos, uma vez na vida. A presença de dor é gerada muitas vezes por alterações biomecânicas e estruturais da região lombar que predispõe a instabilidades e diminuição do controle postural. A plataforma de força é um instrumento confiável capaz de quantificar as oscilações corporais de forma precisa, analisando vetores de forças traduzidas em variáveis do centro de pressão (CoP). Estudos têm sido desenvolvidos objetivando investigar o controle postural em indivíduos com dor lombar, contudo seus resultados são controversos. **Objetivos:** Avaliar o controle postural de indivíduos com dor lombar crônica comparando-os com um grupo controle e realizar uma análise discriminante afim de detectar quais variáveis do CoP diferenciam os grupos. **Método:** 65 indivíduos jovens participaram do estudo, sendo 32 compondo o grupo Lombalgia e 33 o grupo Controle. Os participantes foram instruídos a permanecer sobre uma plataforma de força bipodal olho aberto (OA) e bipodal olho fechado (OF), com duração de 30 segundos cada tentativa. As variáveis avaliadas foram: deslocamento da oscilação total (DOT) (cm), velocidade média total (VMT) (cm/s), velocidade média mediolateral (VMml), velocidade média anteroposterior (VMap), amplitude de deslocamento mediolateral (ADml) (cm), amplitude de deslocamento anteroposterior (ADap), dispersão mediolateral (Disp. ml) (cm), dispersão anteroposterior (Disp. ap) e área (cm²). Os valores são apresentados em Mediana (Md) (25-75%). Ainda, duas análises discriminantes foram realizadas a fim de detectar quais variáveis do sinal do CoP seriam capazes de discriminar os grupos. **Resultados:** O grupo Lombalgia apresentou valores superiores estatisticamente significantes, na condição de OA, para as variáveis: DOT 31,77 (26,39-41,79); Disp. ap 0,48 (0,37-0,54); Disp. ml 0,38 (0,33-0,48); ADml 1,88 (1,73-2,35); VMap 0,67 (0,57-0,85); VMml 0,68 (0,51-0,92); VMT 1,05 (0,87-1,39) e área 3,31 (2,33-4,68); o que representa um maior desequilíbrio desses indivíduos. Diferenças foram encontradas na comparação entre as condições OA e OF. Para o grupo Lombalgia todas as variáveis foram maiores na condição de OF. Já para o grupo Controle as variáveis que apresentaram diferença com significância foram: DOT 38,77 (30,36-45,65); ADml 1,76 (1,42-2,03); ADap 2,16 (1,79-2,86); VMT 1,29 (1,01-1,52) e área 2,4 (2,1-3,34); sendo também maiores na condição de OF. A variável que melhor discrimina o grupo Lombalgia na condição de OA foi o DOT, já para o controle a variável discriminante foi a VMap. Na condição de OF as variáveis discriminantes do grupo Lombalgia foram a Disp. ml e área. **Conclusão:** Indivíduos com dor lombar apresentam pior desempenho do controle postural do que indivíduos Controle, sendo possível discriminar os grupos por meio das variáveis: deslocamento da oscilação total, velocidade média anteroposterior, dispersão mediolateral e área.

Palavras-chave: Equilíbrio. Lombalgia. Plataforma de força. Controle postural.

NOGUEIRA, Jessyca Fernandes. **Posturography comparison in different conditions between subjects with and without low back pain.** 2016. 68 p. Dissertation (Master degree in Physical Education) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2016.

ABSTRACT

Introduction: Low back pain (LBP) appears as a complex and multidimensional etiology dysfunction, affecting about 60-80% of the population at least once in their life. The presence of pain is often generated by biomechanical and structural changes in the lumbar region that predisposes to instabilities and decreased postural control. The force plate is a reliable tool to quantify the body movements accurately, analyzing vectors forces translated into center of pressure variables (CoP). Several studies have investigated postural control in individuals with low back pain, however there are still controversial in its results. **Aims:** To evaluate the postural control of individuals with chronic low back pain comparing them with a control group and perform a discriminant analysis in order to detect which CoP variables differentiate the groups. **Method:** In total, 65 subjects were evaluated, 32 in the LBP group and 33 in the Control group. The subjects were required to remain standing on the force plate under the conditions of eyes open (EO) and eyes closed (EC), for 30 seconds in each test. The CoP variables were: displacement of total oscillation (DOT) (cm), total velocity (VMT) (cm/s), mediolateral velocity (VMml), anteroposterior velocity (VMap), mediolateral displacement amplitude (ADml) (cm), anteroposterior displacement amplitude (ADap), mediolateral dispersion (cm) (Disp. ml), anteroposterior dispersion (Disp. ap) and area (cm²). The values are presented in median (Md) (25-75%). In addition two discriminant analyzes were performed to detect which CoP signal variables would be able to discriminate the groups. **Results:** The LBP group presented higher values for most variables, which represents a greater imbalance in these individuals. Statistically significant differences were found in the comparisons between the EO and EC conditions. For the LBP group all variables were higher in the EC condition. As for the control group the variables that showed statistical differences were Md (25-75%): DOT 38,77 (30,36-45,65); ADml 1,76 (1,42-2,03); ADap 2,16 (1,79-2,86); VMT 1,29 (1,01-1,52) e área 2,4 (2,1-3,34); also higher in the EC condition. The variable that best discriminated the LBP group in the EO condition was DOT, while for the Control group the discriminant variable was the VMap. In the EC condition the discriminant variables of the LBP group were Disp. ml and area. **Conclusion:** Individuals with LBP present worse postural control performance than Control subjects and it is possible to discriminate the groups through the variables: displacement of the total oscillation, anteroposterior velocity, mediolateral dispersion and area.

Key words: Balance. Low back pain. Force plate. Postural control.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Representação das forças sobre um corpo em oscilação	26
Figura 2 – Medianas e quartis da variável DOT na condição de OA	43
Figura 3 – Medianas e quartis da variável VMap na condição de OA	43
Figura 4 – Medianas e quartis da variável Disp. ML na condição de OF	44
Figura 5 – Medianas e quartis da variável Área na condição de OF	44

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características da amostra	39
Tabela 2 – Mediana e quartis das variáveis derivadas do sinal do CoP na condição de olhos abertos	39
Tabela 3 – Mediana e quartis das variáveis derivadas do sinal do CoP na condição de olhos fechados	40
Tabela 4 – Mediana e quartis das variáveis do CoP do grupo Lombalgia	41
Tabela 5 – Mediana e quartis das variáveis do CoP do grupo Controle	41
Tabela 6 – Coeficientes padronizados e valores da correção canônica da análise discriminante	42

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADap	Amplitude de Deslocamento Anteroposterior
ADml	Amplitude de Deslocamento Mediolateral
AP	Anteroposterior
CG	Centro de Gravidade
CM	Centro de Massa
CoP	Centro de Pressão
CP	Controle Postural
FRS	Força de Reação do Solo
IASP	Associação Internacional de Estudo da Dor
ML	Mediolateral
SNC	Sistema Nervoso Central
UBS	Unidade Básica de Saúde
VMap	Velocidade Média Anteroposterior
VMml	Velocidade Média Mediolateral
VMT	Velocidade Média Total

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
2	JUSTIFICATIVA	16
3	OBJETIVOS	17
4	HIPÓTESES	18
5	REVISÃO DE LITERATURA	19
5.1	DOR LOMBAR.....	19
5.1.1	Dor Lombar e Repercussões na Função	20
5.2	CONTROLE POSTURAL.....	22
5.2.1	Aspectos Biomecânicos do Controle Postural	24
5.2.2	Sistemas Sensoriais no Controle Postural.....	26
5.2.3	Sistema Neuromuscular no Controle Postural.....	28
5.3	MECANISMOS DE AJUSTE POSTURAL	30
5.4	AVALIAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL	31
5.4.1	Plataforma de Força	32
6	MÉTODO	35
6.1	DELINEAMENTO.....	35
6.2	LOCAL DO ESTUDO.....	35
6.3	CÁLCULO DO TAMANHO DA AMOSTRA.....	35
6.3.1	Seleção da Amostra	35
6.4	DESFECHOS	36
6.5	EQUIPAMENTO	37
6.6	PROCEDIMENTOS	37
6.7	ASPECTOS ÉTICOS.....	38
6.8	ANÁLISE DOS DADOS.....	38
7	RESULTADOS	39

8	DISCUSSÃO	45
8.1	ANÁLISE DISCRIMINANTE	45
8.2	ALTERAÇÕES ESTRUTURAIS NA LOMBALGIA.....	46
8.3	DOR E SUAS REPERCUSSÕES.....	47
8.4	VARIÁVEIS DO CoP	48
8.5	ASPECTOS VISUAIS NO EQUILÍBRIO.....	49
9	IMPLICAÇÕES PARA A PRÁTICA E PESQUISA	51
10	CONCLUSÃO	52
11	REFERÊNCIAS	53

1 INTRODUÇÃO

A lombalgia apresenta-se como uma disfunção de etiologia complexa e multidimensional que afeta cerca de 60-80% da população pelo menos uma vez na vida, tornando-se um dos problemas de saúde mais frequentes da sociedade moderna (BIN et al., 2009). A dor lombar é um grande limitador funcional e do equilíbrio, influenciando diretamente no desempenho de atividades como ficar em pé, transferências de peso e até mesmo durante uma caminhada (BIN et al., 2009).

O controle postural (CP), definido como “a capacidade do ser humano em manter-se ereto e executar movimentos com o corpo sem apresentar oscilações ou quedas” pode se encontrar alterado dentro do quadro de dor lombar crônica geradas pelas alterações estruturais nesses indivíduos (BRUMAGNE et al., 2000). Esta idéia se baseia no fato de que a estabilidade da coluna lombar é dependente de sistemas, entre eles músculos, vértebras e nervos, que trabalham em conjunto para a manutenção da postura. Na dor lombar, déficits no controle motor da musculatura profunda do tronco são evidenciados pelo atraso no recrutamento neuromuscular e também por alterações proprioceptivas (HODGES, 2001). A falta de percepção corporal, somada à diminuição de força muscular indicam que a relação entre as respostas e as informações sensoriais estarão comprometidas (BRUMAGNE; CORDO; VERCHUREN, 2004; SCHENK et al., 2006; DELLA VOLPE et al., 2006; MISSAOUI et al., 2008; KARIMI et al., 2008; CLAEYS et al., 2011).

É por meio do CP que é possível manter o equilíbrio quando na posição ereta. Forças como a gravidade, força de reação do solo (FRS) e forças internas geradas por contrações musculares agem sobre o corpo humano quando o equilíbrio é necessário (DUARTE, FREITAS, 2010). A evolução dos métodos de avaliação do CP possibilita hoje o uso de instrumentos que traduzem as forças aplicadas sobre o corpo em variáveis do centro de pressão (CoP) (DUARTE; FREITAS, 2010). O CoP é representado pelo ponto na qual se concentra a resultante de todas as forças que operam sobre o corpo, que por meio dos pés são aplicadas ao chão. Dessa forma é possível fazer uma medição quantitativa mediante a observação de números que indicarão o quanto de oscilação o corpo realiza em uma determinada condição dentro de um instante de tempo.

Byl e Sinnott (1991) investigaram as mudanças que ocorrem na mecânica da dor lombar e concluíram que um maior grau de oscilação e deslocamento

do CoP no sentido posterior é observado nesses pacientes durante a postura ereta, em uma condição maior que 10 segundos. A dor parece influenciar a resposta motora do indivíduo com dor lombar, retardando respostas automáticas e aumentando a amplitude de oscilação do CoP em todas as direções (HENRY et al., 2006). Estudos têm demonstrado uma correlação com a intensidade de dor e oscilação postural nessa população, pois é sabido que os receptores proprioceptivos podem se encontrar afetados pela dor lombar (BRUMAGNE et al., 2008; RUHE; FEJER; WALKER, 2011b; 2013). Alguns autores que avaliaram pacientes com dor lombar afirmam ter encontrado aumento da oscilação corporal em relação aos sujeitos controles (BYL & SINNOTT, 1991; MIENTJES & FRANK, 1999; HAMAQUI; DO; BOUISSET, 2004; HENRY et al., 2006; DELLA VOLPE et al., 2006; RUHE; FEJER; WALKER, 2011a), contudo, Kuukkanen e Malkia (2000), Paalanen et al. (2008) e Brumagne et al., (2008), em seus estudos, não encontraram diferenças com significância no equilíbrio postural em função da presença ou ausência de dor lombar, uma vez que alguns indivíduos foram avaliados fora do período de crise de dor.

A ferramenta que é capaz de quantificar e melhor representar as medidas do CoP é a plataforma de força, um recurso fidedigno usado para avaliação do equilíbrio (DUARTE; FREITAS, 2010). Ela é constituída por placas rígidas com sensores em sua superfície que são sensíveis a pressão. Seu diferencial consiste em determinar seis grandezas físicas, possibilitando a medida não só das forças, mas também dos momentos de força que agem sobre ela. Dessa forma, é possível realizar medidas precisas de oscilações corporais com interpretações confiáveis do CoP.

Mudanças no CP podem ser observadas em pacientes com dor lombar crônica, principalmente quando lhe é testado a visão, sistema este que colabora de forma direta no equilíbrio, informando o sistema nervoso central (SNC) sobre o posicionamento do corpo em relação ao ambiente externo (MACEDO et al., 2008; HAZIME et al., 2012). Sabendo disso, o reconhecimento dos déficits funcionais do equilíbrio em indivíduos com dor lombar é importante para identificar o comportamento biomecânico da postura e como esses padrões podem influenciar na funcionalidade. Ainda, observando quantitativamente o comportamento do CoP em pacientes com lombalgia crônica é possível detectar quais das variáveis do CoP podem sofrer maior alteração durante a avaliação equilíbrio em diferentes circunstâncias.

Uma alternativa que auxiliaria no reconhecimento dessas variáveis seria a realização de uma análise discriminante que permite então a detecção de quais

variáveis do CoP podem identificar grupos estudados. Esta técnica estatística multivariada é usada para descobrir quais variáveis poderão diferenciar entre dois ou mais grupos de indivíduos estruturalmente distintos e mutuamente exclusivos. Além disso, é possível usar estas variáveis identificadas na criação de uma “função discriminante” na classificação de novos indivíduos (MARÔCO, 2011). Uma vez que as variáveis que caracterizam CoP ainda não estão definidas dentro da literatura e que estas apresentam alta variabilidade de valores, a discriminação das variáveis que irão diferenciar o grupo Lombalgia do Controle se torna relevante.

2 JUSTIFICATIVA

Inúmeros pesquisadores têm investigado o CP em indivíduos com dor lombar por meio de revisões e estudos experimentais. Contudo, há ainda controvérsias em seus resultados. Além disso, não há padronização das variáveis do CoP que melhor representem o equilíbrio, estudos abordam apenas algumas das variáveis além de apresentarem informações escassas acerca delas.

Ainda, não é claro na literatura qual o comportamento do CoP em indivíduos com dor lombar crônica quando se comparam diferentes condições visuais em posição bipodal. Assim este estudo se faz relevante no sentido de se obter informações necessárias que quantifiquem e definam se há prejuízo ou não do equilíbrio em pacientes que possuem dor lombar crônica quando submetidos à retirada da visão em comparação com indivíduos controles, já que é reconhecido a importância do *feedback* visual sobre o manutenção do equilíbrio. A avaliação do equilíbrio unipodal não será testada, pois indivíduos lombalgos são incapazes de permanecer por um tempo mínimo nesta condição, impossibilitando a coleta desses dados.

Posto que o CoP apresenta alta variabilidade dos valores de suas variáveis, considera-se importante o estudo que irá não somente explorar as variáveis do CoP, mas também verificar se existe de fato variáveis que podem ser discriminadas entre os grupos.

3 OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar as variáveis que compõem o CoP em pacientes com dor lombar crônica e compará-los com indivíduos controle sob às condições de olhos abertos (OA) e olhos fechados (OF) (além de examinar as condições intra-grupo) e ainda, discriminar quais variáveis do CoP podem diferenciar o grupo Lombalgia e o grupo Controle.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Comparar o deslocamento da oscilação total entre indivíduos com dor lombar crônica e controle nas condições de olhos abertos e fechados.
- Comparar a velocidade média total entre indivíduos com dor lombar crônica e controle nas condições de olhos abertos e fechados.
- Comparar as velocidades médias anteroposterior (AP) e mediolateral (ML) entre indivíduos com dor lombar crônica e controle nas condições de olhos abertos e fechados.
- Comparar as amplitudes de deslocamento AP e ML entre indivíduos com dor lombar crônica e controle nas condições de olhos abertos e fechados.
- Comparar as dispersões AP e ML entre indivíduos com dor lombar crônica e controle nas condições de olhos abertos e fechados.
- Comparar a área total entre indivíduos com dor lombar crônica e controle nas condições de olhos abertos e fechados.
- Discriminar quais variáveis do CoP podem diferenciar o grupo Lombalgia e grupo Controle na condição de olhos abertos.
- Discriminar quais variáveis do CoP podem diferenciar o grupo Lombalgia e grupo Controle na condição de olhos fechados.

4 HIPÓTESES

H₀₋₁: Não há diferença entre as variáveis do COP de indivíduos com dor lombar crônica na comparação com controle nas condições de olhos abertos.

H₀₋₂: Não há diferença entre as variáveis do COP de indivíduos com dor lombar crônica na comparação com controle nas condições de olhos fechados.

H₀₋₃: Não há variáveis discriminantes que possam diferenciar os grupos com dor lombar e controle na condição de olhos abertos.

H₀₋₄: Não há variáveis discriminantes que possam diferenciar os grupos com dor lombar e controle na condição de olhos fechados.

5 REVISÃO DE LITERATURA

5.1 DOR LOMBAR

A lombalgia é definida como uma dor entre a margem das últimas costelas e a prega glútea, comumente acompanhada de limitação dolorosa ao movimento (KOVACS et al., 2005). Sua principal manifestação é a dor, caracterizada segundo a IASP (Associação Internacional de Estudo da Dor) como uma “experiência sensorial e emocional desagradável associada ou relacionada à lesão real ou potencial dos tecidos, ou descrita em tais termos” (CROMBIE, 1999). Esta condição, geralmente, é responsável por ocupar um espaço significativo dentro do quadro dos serviços de saúde.

Pode ser classificada como aguda quando tem uma duração inferior a seis semanas, subaguda entre o período de seis a doze semanas, crônica quando a dor persiste em um tempo superior a doze semanas ou até denominada recorrente quando ocorre dois episódios nos últimos 12 meses com duração igual ou superior a um dia (KOES et al., 2010). Tem sido discutida ainda outras categorizações baseada no tempo tradicional da dor lombar, são elas: a dor “recorrente”, “persistente” e a “flutuante” (STANTON et al., 2011).

A dor lombar possui uma etiologia complexa e multidimensional, podendo aparecer em decorrência de desequilíbrios das estruturas anatômicas, estado de saúde, estilo de vida (tabagismo, alimentação, sedentarismo), ocupação (trabalho físico pesado, movimentos repetitivos) ou ainda relacionado a fatores sociodemográficos, como idade, gênero, renda e escolaridade (MARRAS, 2001; BORKAN et al., 2002; McCARTHY et al., 2004; SCHNEIDER et al., 2005; YAMADA et al., 2011).

A identificação das disfunções estruturais na coluna lombar atribuídas a causas específicas, como hérnias de disco, estenose espinhal, parece ter alcançado um avanço significativo, permitindo uma melhor compreensão e diagnóstico da doença e, conseqüentemente, de seu tratamento (TOSTESON et al., 2011; LURIE et al., 2013). Já a dor lombar não específica apresenta causas e características diversificadas somando cerca de 85% de todas as causas de lombalgia, impondo grande impacto clínico e financeiro (FREBURGER et al., 2009; INDRAKANTI et al., 2012).

Estudos relatam múltiplos fatores de risco para o desenvolvimento de lombalgia. Entretanto, algumas associações são registradas entre a dor lombar e fatores individuais, psicossociais e ocupacionais (MANEK; MaCGREGOR, 2005; NILSEN; HOLTERMANN; MORK, 2011). Sua incidência é questionada na literatura e pouco evidenciada devido à falta de consenso em relação aos critérios de diagnóstico e até mesmo de classificação clínica (VAN DER WINDT; DUNN, 2013).

Yamada estudou a relação entre a dor lombar e a idade. Os achados são de que há um aumento da prevalência com a idade em geral até os 60-65 anos e após há declinação gradual (YAMADA et al., 2011). A prevalência da dor lombar crônica duplicou ao longo do tempo e se apresenta hoje, cerca de três a quatro vezes maior em indivíduos com idade superior a 50 anos quando comparados àqueles que possuem entre 18 e 30, com previsão de aumento do número de pessoas afetadas ao longo dos próximos anos (FREBURGER et al., 2009; HOY et al., 2012; MEUCCI et al., 2013, 2015).

A investigação sobre a epidemiologia e tratamento da dor lombar tem aumentado exponencialmente nas últimas décadas, pois ela tem se mostrado cada vez mais presente na condição de saúde da população. Estima-se que 60 a 90% da população terá pelo menos um episódio de dor lombar durante a vida, destes, cerca de 10 a 40% se tornam crônicos e representam um alto custo para a sociedade. Além disso, aproximadamente um terço dos episódios agudos evolui para sintomas persistentes e estes são responsáveis por 75% dos gastos totais ligados à dor lombar crônica (HENSCHKE et al., 2008; POITRAS et al., 2008).

5.1.1 DOR LOMBAR E REPERCUSSÕES NA FUNÇÃO

As dores lombares atingem uma grande parte da população mundial, atingindo aproximadamente 60 a 80% da comunidade economicamente ativa, levando a uma alta morbidade, diminuição de produtividade, absenteísmo e incapacidade ao trabalho. Fatores como a idade, gênero, tabagismo, alcoolismo, peso corporal, classe social, escolaridade e prática de atividade física estão diretamente relacionados à presença de dor lombar crônica (SILVA; FASSA; VALLE, 2004).

A somatória de disfunções que ocorrem na coluna, decorrentes desta condição complexa, leva a aparição de outras complicações, dentre a mais frequente é o entendimento da própria dor, pois é uma condição subjetiva que envolve vários

componentes, bem como a experiência de cada indivíduo (SALVETTI et al., 2012). Este sintoma pode vir acompanhado de restrição de movimento, alterações posturais, diminuição de força muscular, o que gera limitações funcionais diárias e, conseqüentemente, diminuição da qualidade de vida. Sabe-se também que adicionalmente a todos esses fatores, indivíduos com dor lombar podem ainda ter alterações no sono, falta de apetite, irritabilidade, diminuição da capacidade de concentração, redução das atividades familiares, profissionais e sociais descrito pelo Modelo Biopsicossocial (YAMADA et al., 2011).

Alterações biomecânicas, observadas na dor lombar, são causadas geralmente pelo desequilíbrio de três subsistemas que sustentam a coluna lombar: sistema ativo (músculos e tendões), passivo (vértebras, discos intervertebral, ligamentos e cápsulas articulares) e neural (mecanorreceptores). O primeiro influencia diretamente na causa e controle da dor lombar, uma vez que a musculatura do *core* (multífidos, transverso do abdômen, reto abdominal, oblíquo interno e externo, transverso do abdômen, iliopsoas, reto femoral, sartório, pectíneo, glúteos, piriforme, isquiotibiais e adutores) é a grande responsável pela estabilidade lombo-pélvica (HODGES; RICHARDSON, 1996; HODGES et al., 2005; BARKER et al., 2006). Os multífidos realizam a estabilidade de forma segmentar no controle da zona neutra da coluna e na sustentação em situações de equilíbrio. Na lombalgia, o transverso do abdômen possui um atraso na ativação e os multífidos apresentam uma rápida atrofia muscular e baixa capacidade de resistência, provocando um desequilíbrio lombar que pode influenciar todas as atividades funcionais do indivíduo (HODGES et al., 2006; BOTTLE; STRUTTON, 2012; HIDES et al., 2011; KADER; WARDLAW; SMITH, 2000; TAANILA et al., 2012). Dessa forma, é comum encontrar o fator da incapacidade juntamente ao declínio da funcionalidade em pacientes com dor lombar crônica.

A dor parece influenciar as respostas de equilíbrio do indivíduo com lombalgia, retardando e reduzindo a amplitude de oscilação do CoP em superfícies instáveis (HENRY et al., 2006), ou então, aumentando essa oscilação no sentido mediolateral (ML) e anteroposterior (AP) na posição em pé (BYL; SINNOTT, 1991; HAMAOU; DO, BOUISSET, 2004; DELLA VOLPE et al., 2006). Na literatura ainda não é claro se as mudanças no CP estão ou não relacionadas com a própria “interferência da dor”, pois pacientes com dor crônica além da intensidade da dor, o estado subjetivo de estresse psicológico e ansiedade também podem influenciar o controle motor (MOSELEY; NICHOLAS; HODGES, 2004; MOSELEY; HODGES,

2005). Além disso, mudanças na organização do córtex motor têm sido associadas com o CP alterado em pacientes com dor lombar de longa duração, que quando somada a cronificação da doença, resulta em um aumento da influência dos fatores de risco, levando ao desuso e inatividade (LINTON; SHAW, 2011).

Deficiências relacionadas ao movimento se faz presente em pacientes com lombalgia crônica, podendo ocorrer devido a mudanças de comportamento, incluindo o descondicionamento e o medo do movimento. É característica de indivíduos com lombalgia a diminuição de funcionalidade, sendo esta uma condição que visa justificar os principais fatores relacionados a função, que são elas: o equilíbrio e a “cronificação” da dor (HOY et al., 2012; VLAEYEN et al., 2000; WOBY et al., 2007).

5.2 CONTROLE POSTURAL

O equilíbrio na postura ereta ocorre por meio da atuação do CP, todo esse mecanismo se orienta a partir de informações vindas dos sistemas sensoriais. Por ser considerada uma tarefa complexa, envolve vários sistemas para sua manutenção, além de possuir um papel importante sobre as atividades diárias do ser humano, tais como ficar em pé, andar, sentar, deitar e também durante as transferências (BARATTO et al., 2002). Assim, o comprometimento desta função pode acarretar instabilidades que levam a quedas ou, até mesmo, lesões.

A estabilidade postural depende da percepção da posição e do movimento do corpo em relação ao ambiente e esta noção de espaço é também denominada propriocepção. O conjunto de informações sensoriais agem de forma a garantir que esta mensagem seja entregue ao SNC, criando um quadro de referências que irão influir diretamente sobre o *feedback* motor do equilíbrio (MANN et al., 2010).

Alterações do CP suportam a ideia de que a dor lombar se associa a disfunções tanto no processamento central quanto periférico das informações sensoriais (POPA et al., 2007). Autores ainda acreditam que essas deficiências podem persistir até mesmo em períodos sem dor (JACOBS et al., 2011; JONES et al., 2012). Baseado no modelo *fear-avoidance*, indivíduos com lombalgia podem apresentar desequilíbrio mesmo na ausência da crise de dor, na qual apenas o medo de sentir dor influencia nas ações musculares (LEEJW, et al., 2007). Contudo, os resultados são controversos, uma vez que uma revisão sistemática (RUHE, et al, 2011) apresentou estudos que não encontraram diferenças no CP em função da presença

ou ausência de dor lombar, indicando uma diminuição da oscilação a favor dos indivíduos que se encontravam em períodos de remissão de dor lombar (KUUKKANEN; MALKIA, 2000; PAALANNE, et al, 2008).

Essas modificações posturais ocorrem primariamente em decorrência de fraqueza motora, tônus muscular assimétrico, perda sensorial, *déficits* de percepção e cognição espacial alterada com referência ao esquema corporal da postura. Dessa maneira, estratégias compensatórias de estabilização postural são ativadas. Durante a postura ereta há uma integração e aquisição precisa de informações provenientes dos sistemas visual, vestibular e somato-sensorial, necessários para a manutenção do equilíbrio (HORAK et al., 1990). Uma pessoa encontra-se equilibrada na posição em pé quando a linha de ação do vetor peso permanece dentro da extremidade da base de suporte (formada pela borda externa dos pés), mantendo-se estável enquanto o sistema musculoesquelético pode acomodar as perturbações de F locais e retornar a uma posição de equilíbrio (DUARTE; FREITAS, 2010).

Qualquer corpo no espaço está sujeito a força e a momentos de força que constantemente são aplicadas sobre ele. O equilíbrio acontece quando a somatória de todas as forças e momentos de força que agem sobre o corpo é igual a zero. Essas forças são divididas em internas e externas. A primeira diz respeito às forças provenientes de perturbações fisiológicas, como o batimento cardíaco, a respiração ou ainda por perturbações geradas pela contração muscular. Já entre as forças externas estão a força gravitacional, inercial, de atrito e a FRS que atua da superfície de contato em direção aos pés decorrentes das ações musculares e peso corporal (WINTER, 1995). Todas essas forças trabalham continuamente sobre o corpo humano em torno do centro de gravidade (CG).

Pequenas oscilações são inerentes ao corpo humano, uma vez que em condições normais as forças e momentos de força na postura ereta são mínimas. É por meio do CP que é possível a realização de um movimento em alguma parte do corpo mantendo a postura estável, já que o CP possui função antigravitacional e também auxilia nos mecanismos de percepção e ação do movimento. O CP possui dois objetivos comportamentais, são eles: a orientação e o equilíbrio postural (HORAK; MACPHERSON, 1996). A orientação estabelece relação quanto ao posicionamento e ao alinhamento dos segmentos corporais em relação a eles mesmos e em relação ao ambiente. Já o equilíbrio postural, está ligado ao controle das forças externas e internas que agem de maneira a desestabilizar o corpo.

Rothwell (1994) descreve as funções do CP como sendo o suporte, a estabilidade e o equilíbrio. O suporte irá controlar a atividade muscular a fim de condicionar a sustentação do peso do corpo contra a ação da gravidade. A função da estabilidade é a de manter estáveis os demais segmentos do corpo que não se encontram em movimento. E por fim o equilíbrio, que realiza a função de preservar o corpo sobre sua base de suporte (ROTHWELL, 1994). Toda essa atividade postural possibilita uma melhor estabilidade e otimização dos esforços necessários nos ajustes para manter o equilíbrio.

Muito tem se pesquisado sobre o CP em pacientes com dor lombar, Ruhe et al. (2011) mostram que a maioria dos estudos encontram um aumento da amplitude de oscilação e da velocidade na postura bípede nesses pacientes. No entanto, Mok et al. (2004) e Salavati et al. (2009), que avaliaram o equilíbrio de pacientes com dor lombar em um período relativamente livre de dor, relataram a diminuição da oscilação em comparação com indivíduos saudáveis, mostrando que ainda existe dados inconsistentes sobre essa investigação (MOK; BRAUER; HODGES, 2004; SALAVATI et al., 2009).

5.2.1 Aspectos Biomecânicos do Controle Postural

O corpo humano, por ser um sistema multissegmentar e instável, devido aos graus de liberdade proporcionados pelas suas características, algumas variáveis como força, comprimento muscular, orientação dos segmentos e posição do centro de massa (CM) são controladas de maneira dinâmica (HORAK; MACPHERSON, 1996).

Muitas atividades são executadas na postura ereta com o corpo alinhado verticalmente em relação ao solo e em contraposição da gravidade. Esta posição, para a maioria dos seres humanos, é mantida sem dificuldade. Contudo, sua manutenção necessita de um trabalho eficiente do sistema de CP (MASSION, 1998), que é estudado por meio do balanço postural. Este pode ser quantificado pelo movimento do CoP, definido como o ponto em que a resultante das forças exercidas é aplicada à superfície de suporte, que requer a manutenção do CG dentro dos limites de estabilidade. O CM é o ponto na qual toda a massa do corpo está equilibrada e onde a resultante de todas as forças externas atua sobre o corpo (KIERS et al., 2015). Manter a postura ereta em alinhamento vertical em relação ao solo só é possível

quando a posição e a velocidade do CM encontram-se controladas e a projeção do CM ou do CG é mantida dentro da área da base de suporte, compreendida pelos pés (WINTER, 1995).

Várias maneiras de avaliar a postura humana podem ser executadas, entre elas: a avaliação dos segmentos corporais, avaliação da atividade muscular que mantém o equilíbrio e a avaliação do deslocamento do CM e do CoP (AMADIO; DUARTE, 1996). O vetor corporal se origina em um ponto denominado CG, na qual todos os segmentos do corpo estão distribuídos uniformemente. É sobre ele que a resultante da força gravitacional se aplica sobre o corpo, podendo ser calculado a partir da média ponderada dos CG de cada segmento corporal (GARD; MIFF; KUO, 2004). A oscilação do CG é a grandeza que realmente indica o balanço do corpo e o CoP representa a resposta neuromuscular ao balanço do CG.

O CoP expressa a localização do vetor resultante da FRS que por sua vez é igual e oposto à média ponderada da localização de todas as forças que agem sobre o chão. Essas duas grandezas podem representar significados semelhantes quando submetidos a condições específicas, como durante a postura estática em pé. Contudo possuem conceitos diferentes, suas particularidades estão relacionadas à aceleração do corpo e são evidenciadas por diferentes distribuições de frequência no espectro do sinal. Isso ocorre em virtude dos seus efeitos dinâmicos, quanto menores as frequências de oscilação, menores serão as características dinâmicas e mais semelhantes serão essas duas medidas (DUARTE; FREITAS, 2010). O que acontece é que quando o CG se desloca anteriormente o componente horizontal da FRS é deslocado para a direção posterior. Ao mesmo tempo o CoP se comporta migrando para anterior, passando pela posição em que as forças AP e ML aplicadas no corpo são nulas (instante em que o CoP e o CG se igualam) até que o balanço posterior pare. Na finalidade de interromper esse balanço, ocorre o deslocamento posterior do CoP e aumento do balanço anterior no componente AP da FRS. E assim, essa alternância de balanços anteriores e posteriores do CoP e do CG é contínua durante todo o tempo de preservação do equilíbrio (Figura 1) (MOCHIZUKI; AMADIO, 2003).

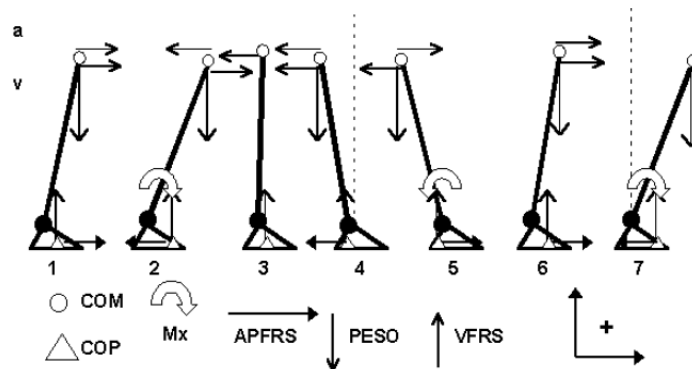


Figura 1. Representação das forças sobre um corpo em oscilação.

COM: centro de massa; COP: centro de pressão; APFRS: força de reação do solo anteroposterior; VFRS: força de reação do solo vertical.

Conclui-se então que a organização desse sistema é de total necessidade, uma vez que se trata de uma atividade mecanicamente complexa em virtude da interação de inúmeros sistemas que compõe o controle motor.

5.2.2 Sistemas Sensoriais no Controle Postural

A percepção da posição dos segmentos corporais em relação aos demais e ao ambiente são informações advindas do sistema sensorial humano: vestibular, visual e somato-sensorial (LIN et al., 2008). A interação desses sistemas possibilita então a manutenção do CP (CHIEN et al., 2014).

Tem sido sugerido que cada sistema sensorial monitora alterações posturais por meio das vias sensório-motores independentes. O SNC responde com comandos musculares corretivos baseados na entrada integrada destes três sistemas sensoriais. Quando há déficit de algum desses sistemas o SNC se readapta com as informações escassas que chegam até ele e com base nestas condições ele diminui ganhos sensoriais imprecisos e aumenta o ganho funcional de modalidades sensoriais precisas. Durante este processo de “recalibração”, na qual há uma reprogramação dos inputs sensoriais, o indivíduo demonstra dificuldades para manter o equilíbrio, ocasionando um aumento da oscilação do corpo na posição em pé (DAY; COLE, 2002).

Dentre os sistemas que contribuem para a preservação do equilíbrio, encontram-se o vestibular, que envia informações sobre a orientação da cabeça, em relação ao campo gravitacional, sensível a variações de aceleração linear e rotacional da cabeça. Informações provenientes do aparelho vestibular, localizado no ouvido interno são captadas pelos canais semicirculares, utrículo, sáculo e órgãos otólitos. Estas estruturas possuem receptores denominados de células ciliadas vestibulares, que são inervadas por neurônios sensoriais, que quando excitados, enviam impulsos nervosos por meio do oitavo nervo craniano ao núcleo vestibular, localizado no tronco cerebral (MARIBO; STENGAARD-PEDERSEN; JENSEN, 2011), possibilitando a esse sistema ser sensível às acelerações tanto angulares quanto lineares. Além da característica sensorial, o sistema vestibular ainda conta com um aspecto motor, na qual envolve a estabilização da cabeça durante os movimentos posturais e o controle do CM em posições estáticas e dinâmica, podendo então ser caracterizado como um sistema sensorial e motor. Uma falha na informação vestibular pode alterar o CP, pois há uma interação do sistema vestibular com os demais que irão influenciar diretamente nas estratégias e movimentos de equilíbrio do corpo (ANGELAKI; CULLEN, 2008).

O mais complexo sistema sensorial é o visual, que contribui para o CP, principalmente em relação à oscilação. O *feedback* visual atua como uma fonte de informação sensorial que proporciona um melhor desempenho no CP, garantindo uma menor variabilidade nos deslocamentos do CoP (HAZIME et al., 2012; ROUGIER, 2003). As informações obtidas por meio da visão são provenientes da refração da luz vinda do ambiente externo. Ao passar pela córnea, a luz é então projetada na retina e transformada em sinais elétricos e enviadas pelo nervo óptico para o SNC, aonde serão interpretadas (MACEDO et al., 2008). As referências adquiridas por esse sistema servirão de orientação para o SNC com o propósito de guiar o movimento corporal no ambiente. Durante a manipulação desse canal sensorial é possível verificar o relacionamento entre a informação que chega até o SNC e as ações motoras que ocorrem em resposta à mensagem inicial. Alguns estudos deixam clara a influência desse sistema sobre o equilíbrio, afirmando encontrar um aumento da oscilação corporal após a retirada da visão (DUTIL et al., 2013). Cada um dos sistemas tem sua contribuição para o limiar de percepção da oscilação, sendo o sistema visual o mais sensível, percebendo os movimentos de forma precisa quando o corpo se encontra em velocidades mais baixas (FITZPATRICK; MCCLOSKEY,

1994). Quando um indivíduo é privado da informação visual, ainda é possível analisar a consciência corporal, uma vez que o indivíduo utilizará mais ações corporais para garantir sua estabilidade sem o uso do *feedback* visual. Este complexo sistema contribui de forma a conservar o balanço natural do corpo, orientando a posição da cabeça e do tronco quando o CM é perturbado (MERGNER et al., 2005). Logo, estas considerações indicam a importância da visão para as reações motoras do equilíbrio do corpo.

Por fim, o sistema somato-sensorial, que atua na orientação espacial e no equilíbrio, determinando o posicionamento e o relacionamento entre os segmentos corporais. Este sistema possui receptores espalhados por todo o corpo humano, que respondem a diferentes estímulos sensoriais que são enviados até o SNC para processamento e geração de respostas conexas com a realidade (AGEBERG et al., 2003; SANTOS et al., 2008). Os receptores responsáveis pelo sistema somato-sensorial são: os fusos musculares e os órgãos tendinosos de Golgi, sensíveis a alterações no comprimento e na tensão da fibra muscular, receptores articulares, sensíveis ao movimento e tensão das articulações e os mecanorreceptores cutâneos, que são sensíveis ao toque, à vibração e a pressão (TRESCH, 2007).

5.2.3 Sistema Neuromuscular no Controle Postural

Após a integração e o processamento de todas as informações sensoriais que chegam até o SNC entra em ação o sistema motor com respostas neuromusculares responsáveis pela ativação muscular correta e a realização de movimentos que irão manter a postura ereta (FITZPATRICK; MCCLOSKEY, 1994). O SNC atua no controle ativo da musculatura a fim de manter a posição dos elementos corporais desejados. Para assegurar a estabilidade, as respostas neuromusculares atuam para garantir a permanência do CM dentro de sua base.

Isso só é possível pois existe a ativação da musculatura responsável em manter a postura ereta, requisitadas quando o corpo humano encontra-se sob a ação das forças externas. Essa ativação é uma tentativa do corpo em controlar os deslocamentos do CM, realizando mecanismos compensatórios, como por exemplo o aumento do tônus, diminuindo as exigências de controle por parte do SNC e estabilizando partes do corpo durante a realização de movimentos voluntários (HORAK; MACPHERSON, 1996). Além disso, outro mecanismo usado para o controle

da postura em condições com e sem perturbação do equilíbrio é a utilização de um número restrito de movimentos posturais (GATEV et al., 1999).

A utilização desses mecanismos proporciona o acontecimento do chamado ciclo percepção-ação, que nada mais é do que o acoplamento entre o que é percebido e a ação motora executada, ou seja, quando o corpo detecta uma aceleração anterior os mecanismos de CP reagem com uma aceleração contrária, reunindo toda informação sensorial detectada válida para estimar e antecipar as forças que agem sobre o corpo, respondendo com uma ativação muscular apropriada (HORAK; MACPHERSON, 1996). Esta dependência mútua entre a percepção e ação ocorre a todo momento e o padrão percepção-ação é constituído.

O conjunto de informações sensoriais, vindos do sistema vestibular, somato-sensorial e visual, cria um quadro de referências que comunica o SNC sobre o posicionamento corporal, que por sua vez reage com respostas musculares de equilíbrio (KLEINER et al., 2011). A maneira pela qual o sistema de CP atua em situações normais ou perante as perturbações são denominadas estratégias de controle. Três tipos de estratégias são adotados de acordo com o padrão de ativação muscular e de movimento postural, são elas: a estratégia de tornozelo, a estratégia de quadril e estratégia do passo. Comumente, a estratégia de tornozelo é utilizada durante a manutenção da postura ereta não perturbada. Ela atua reposicionando o CM, exercendo torques sobre a articulação do tornozelo, que por sua vez realiza a contração da musculatura dorsiflexora e plantiflexora, revelando um movimento conhecido como pêndulo invertido, na qual o corpo oscila em rotação em torno de um eixo próprio (AGEBERG et al., 2003).

A estratégia do quadril é presente em respostas às perturbações rápidas e de grandes amplitudes ou ainda quando há falha no sistema de produção de torque do tornozelo. Esta estratégia consiste na inclinação do tronco para frente ou para trás, em função de uma flexão ou hiperextensão do quadril, ocorrendo uma contração sequencial proximal-distal dos músculos do pescoço abdominais e coxa (HORAK; MACPHERSON, 1996; GATEV, et al, 1999).

Para perturbações muito rápidas ou de grande amplitude na qual o objetivo é manter a orientação vertical do tronco, a estratégia do passo é adotada. Quando os mecanismos anteriores são ineficazes ou inadequados a utilização desta tática é exigida a fim de realinhar a base de apoio com passos rápidos ou tropeços, adquirindo uma nova posição do CG (HORAK; MACPHERSON, 1996).

A determinação de qual estratégia utilizar irá depender das informações sensoriais que chegarão até o SNC, do quão complexo será o trabalho que o corpo será exposto e do ambiente em que ele se encontra. Desse modo, tarefas e contextos simples exigirão reações dos mecanismos de tornozelo, entretanto quando a superfície de suporte é alterada ou quando o indivíduo permanece sobre uma superfície deformável, estratégias do quadril ou do passo terão a preferência (GATEV et al., 1999).

5.3 MECANISMOS DE AJUSTE POSTURAL

Além do sistema de CP se adaptar às características das informações sensoriais, ele também deve ser capaz de reorganizar suas ações ao grande número de perturbações mecânicas que o corpo sofre durante o movimento. O desempenho do sistema postural pode ser estimado por meio da quantificação da oscilação do corpo na condição estática, através do registro da trajetória do CoP ou na condição dinâmica, avaliando a contribuição dos aspectos visuais, vestibulares e somato-sensoriais para a manutenção da postura inicial (BARATTO, 2002).

A diferença entre elas está no fato de que na condição estática, a maioria dos canais sensoriais é ativado perto ou abaixo do limiar fisiológico, exceto os cutâneos plantares, pois influenciam diretamente na estratégia de tornozelo em manter o posicionamento do CM (KOUZAK; ASHTON-MILLER; ALEXANDER, 2003). Já na condição dinâmica todos os canais sensoriais são ativados acima do limiar e possuem fortes ações reflexas, sendo a perturbação interna a sua principal fonte.

As perturbações que promovem o desequilíbrio corporal podem ter origem interna ou externa. Horak e Macpherson, em 1996, falaram sobre dois mecanismos de ajustes posturais que minimizam os efeitos da perturbação: o antecipatório (*feedforward*) e o reativo (*feedback*) (HORAK; MACPHERSON, 1996). Para diminuir os efeitos das perturbações e diminuir o deslocamento do CM, que é modificado após a ocorrência de um movimento voluntário, o sistema de CP se organiza e desencadeia ajustes *feedforward*, principalmente em situações de perturbações previsíveis, ou simultâneos ao movimento (*feedback*) (ARUIN; SHIRATORI; LATASH, 2001).

5.4 AVALIAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL

Métodos de quantificação do CP e suas perturbações vêm sendo desenvolvidos para uma melhor abordagem e entendimento da oscilação postural, uma vez que é de interesse para inúmeras áreas do conhecimento. A posturografia, também chamada de estabilometria, é o conceito aplicado a todas as técnicas utilizadas para quantificar o CP nas posições em pé em quaisquer condições, estáticas ou dinâmicas (OGGERO; CARRICK; PAGNACCO, 2013). A análise das variáveis estabilométricas no domínio da frequência vem sendo desenvolvidas desde 1938 por meio do uso da plataforma dinamométrica (HELLEBRANDT, 1938; THOMAS; WHITNEY, 1959). Desde então, a posturografia vem progredindo com pesquisas para serem utilizadas como ferramenta clínica, de forma a oferecer condições de observar comprometimentos dos sistemas que compõe a preservação do equilíbrio.

Em duas categorias distintas a posturografia é classificada: parâmetros globais e estruturais. Os parâmetros globais expressam o tamanho dos padrões de oscilação do CoP, sendo este realizado tanto no domínio do tempo quanto da frequência, relacionando os parâmetros estruturais que decompõe os padrões de oscilação aos processos de controle motor (BARATTO et al., 2002; DUARTE; FREITAS, 2010).

Entre os parâmetros globais considerados clássicos estão:

- 1) Deslocamento total: mede o quanto de oscilação total o corpo sofre e é representado pelo tamanho ou comprimento da trajetória do CoP sobre a base de suporte. Pode ser calculado pelo deslocamento do CoP ao longo do tempo tanto na direção AP quanto na ML.
- 2) Área de oscilação: é uma estimativa da dispersão dos dados do COP pelo cálculo da área do estabilograma, podendo ser calculada por meio da integração da área de oscilação do CoP nas duas direções (AP e ML) em relação ao ponto de referência que está localizado no centro da plataforma de força. A área é comumente calculada por meio do método estatístico de análise dos componentes principais, na qual é possível o cálculo de uma elipse que engloba uma determinada porcentagem (95%) dos dados do CoP, sendo os dois eixos da elipse calculados a partir das medidas de dispersão dos sinais do COP.

- 3) Amplitude de oscilação AP e ML: é a representação da distância entre o deslocamento máximo e mínimo do CoP, medindo o quanto o corpo deslocou nos sentidos AP e ML.
- 4) Velocidade média total: verifica o quão rápido foram os deslocamentos do CoP, calculada a partir do deslocamento da oscilação total do CoP em todas as direções dividido pelo tempo total da coleta dos dados.
- 5) Velocidade média AP e ML: determina o quão rápido foram os deslocamentos nas duas direções do CoP (AP e ML).

5.4.1 Plataforma de Força

As medidas do CoP são comumente utilizadas para a avaliação do CP, na qual é medido e dimensionado o trajeto do corpo e suas oscilações (LI; ARUIN, 2007). Um instrumento fidedigno utilizado neste tipo de análise é a plataforma de força, que com a evolução das técnicas no desenvolvimento de equipamentos capazes de traduzir o resultado das tarefas exercidas pelo corpo, mostrou ser uma ferramenta adequada para a medida de tal fenômeno, que antes só podia ser tratado de forma qualitativa e subjetiva (VUILLER; NAFATI, 2007; VAN DEN HEUVEL et al., 2009; DUARTE; FREITAS 2010). O avanço tecnológico na área possibilitou, então, um registro estabilométrico de maior qualidade e uma melhor quantificação dos parâmetros de resolução e precisão no processamento dos dados, resultando em uma análise da postura mais precisa, tornando a plataforma de força o instrumento mais utilizado para avaliar o CP e a velocidade do deslocamento do CoP (DUARTE; HARVEY; ZATSIORSKY, 2000; LAFOND et al., 2004; RAYMAKERS; SAMSON; VERHAAR, 2005; CORNILLEAU-PERES et al, 2005).

Por meio da plataforma de força é possível realizar a medição dos vetores de forças que atuam sobre o corpo e que irão agir diretamente na superfície de contato dos pés com a plataforma. O resultado destas medições é expresso em gráficos de tempo. Ela é um equipamento muito utilizado para estudos que avaliam a locomoção e também em análises do equilíbrio quando em posturas aproximadamente estáticas (MEDVED, 2001). A maneira mais comum de realizar a análise do equilíbrio é solicitando ao participante se posicionar sobre a plataforma de força na postura em pé quieta, com o olhar fixado em um ponto na parede. A partir de

então, é possível analisar inúmeras condições, variando a superfície com espumas de diferentes composições, ou reduzir a base de suporte retirando um dos apoios dos pés ou ainda retirando a visão do indivíduo avaliado.

A plataforma de força consiste em duas superfícies rígidas, uma superior e uma inferior, que são interligadas por sensores do tipo célula de carga ou cristal piezoelétrico, constituídos de metal, cerâmica ou outro material que tenha um elevado módulo de elasticidade. Estes sensores se distribuem sobre a superfície da plataforma, arranjados para medir os três componentes da força e o torque aplicados nas direções anteroposterior (X), mediolateral (Y) e vertical (Z) (DUARTE; FREITAS, 2010). Dessa forma, ocorre uma quantificação da variância dinâmica das forças aplicadas sobre ela, durante todo o tempo de permanência do indivíduo em contato com sua superfície, realizando uma avaliação da alteração da posição do CM através de um procedimento que permite medir a estabilidade postural.

Os dados do CoP referem-se a uma medida de posição definida por duas coordenadas (X e Y) na superfície da plataforma, podendo ser visualizado por meio do estatocinesiograma ou pelo estabilograma. O primeiro diz respeito a representação gráfica da série temporal dos valores do CoP nas direções AP e ML, plotadas em um diagrama x-y. Já o estabilograma é o mapa do deslocamento do CoP no plano sagital na direção AP e no plano frontal na direção ML (MEDVED, 2001; DUARTE; FREITAS, 2010).

Ainda não há um consenso na literatura sobre quais as variáveis derivadas do CoP devem ser utilizadas durante a análise do equilíbrio (VISSER et al., 2008). Uma alta variabilidade dentro dos parâmetros do CoP é encontrada, quando realiza-se uma comparação intra sujeitos na posição bipodal (CAFFARO et al., 2014; KIERS et al., 2015). Autores discutem qual a variável mais confiável e concluem que a velocidade média seria a mais utilizada neste tipo de análise (RUHE et al., 2010). Contudo há falhas na padronização do método de avaliação, como por exemplo o tempo e o número de repetições, o que dificulta as relações e comparações entre os dados (DUARTE; FREITAS, 2010).

6 MÉTODO

6.1 DELINEAMENTO

Estudo transversal, com componentes descritivos e analíticos, que compara o equilíbrio de indivíduos com dor lombar crônica e controles.

6.2 LOCAL DO ESTUDO

Este estudo foi desenvolvido no Laboratório de Biomecânica e Epidemiologia Clínica localizado no Hospital Universitário Regional Norte do Paraná e pertencente ao Departamento de Fisioterapia, Centro de Ciências da Saúde, Universidade Estadual de Londrina.

6.3 CÁLCULO DO TAMANHO DA AMOSTRA

O tamanho da amostra foi calculado por meio do *software* G*Power 3.1.9.2 usando o teste de *Mann-Whitney* para dois grupos independentes. A fim de encontrar diferença entre as médias dos grupos, o tamanho do efeito foi estimado em 0,75, $\alpha = 0,05$ e $1 - \beta = 0,80$. Um n de 31 indivíduos para cada grupo foi encontrado (FAUL et al., 2007) (ANEXO A).

6.3.1 Seleção da Amostra

Para o grupo Lombalgia, cartazes e panfletos foram distribuídos em Unidade Básica de Saúde (UBS), em Hospitais, nas ruas do centro de Londrina além da divulgação por meio da mídia rádio e televisiva a fim de recrutar indivíduos para as avaliações. As pessoas que entraram em contato foram verificadas se atendiam aos critérios de elegibilidade (inclusão e exclusão) descritos abaixo.

Critérios de inclusão para o Grupo Lombalgia:

- Ambos os gêneros;
- Pacientes com idade entre 25 a 50 anos;

- Pacientes com diagnóstico médico de lombalgia crônica específica (hérnia de disco e/ou protusão discal) (KOES et al., 2010).

Critérios de exclusão para o Grupo Lombalgia:

- Pacientes submetidos a procedimentos cirúrgicos nos últimos seis meses;
- Pacientes que realizaram algum tratamento com fisioterapia nos últimos três meses;
- Pacientes com diagnóstico de escoliose, doenças inflamatórias, doenças reumáticas sistêmicas, câncer e gravidez;
- Pacientes incapazes de deambular.

Critérios de inclusão para o Grupo Controle:

- Ambos os gêneros;
- Pacientes com idade entre 25 a 50 anos;
- Pacientes que não apresentem dor e disfunção na coluna.

Critérios de exclusão para o Grupo Controle:

- Pacientes submetidos a procedimentos cirúrgicos nos últimos seis meses;
- Pacientes que realizaram algum tratamento com fisioterapia nos últimos três meses.

6.4 DESFECHOS

Para este estudo foram escolhidos os seguintes parâmetros do CoP: velocidade média total (VMT) (cm/s) e a velocidade nas direções AP (VMap) (cm/s) e ML (VMml) (cm/s) que representam quão rápidos foram os deslocamentos nas duas direções e em cada direção respectivamente, amplitude de deslocamento nas direções AP (ADap) (cm) e ML (ADml) (cm) que representam a distância entre o deslocamento máximo e mínimo do CoP em cada direção e a área (cm²) que representa o deslocamento do CoP dentro da elipse. Além disso, dados da dispersão mediolateral (Dispersão ML) (cm) e dispersão anteroposterior (Dispersão AP) (cm), que são referentes à variabilidade dos dados de amplitude realizados pelo corpo em

ambas as direções e dados que representam o deslocamento da oscilação total (DOT) (cm) também foram analisados. Ainda, para o melhor entendimento do perfil do indivíduo avaliado, informações sobre a dor foram colhidas no momento do teste por meio da escala visual análoga (EVA).

6.5 EQUIPAMENTO

Os dados do CoP foram coletados com uma plataforma de força portátil 60x40x10 cm (Bertec Corporation®, FP4060-08, AM6500, EUA) com frequência de amostragem de 1000 Hz, localizada a um metro de um ponto fixo. A plataforma foi ligada a um computador por meio de um conversor analógico digital de 16 bits.

6.6 PROCEDIMENTOS

Os participantes que se enquadraram nos critérios de elegibilidade foram avaliados por um profissional previamente treinado para a sua função. A avaliação constituiu em instruir o voluntário a permanecer sobre a plataforma de força em posição estática, descalços, com os braços ao longo do corpo, ombros relaxados com o olhar ajustado a um ponto situado a aproximadamente três metros a sua frente. Foram realizadas duas condições de avaliação: bipodal olhos abertos (OA) e bipodal olhos fechados (OF), com intervalo de um minuto entre as tentativas. Cada avaliação teve a duração de 30 segundos e somente foi válida se o participante conseguisse permanecer durante todo o tempo sobre a posição, caso contrário duas outras tentativas foram dadas com um intervalo de um minuto entre elas. Quando após três tentativas não concluídas, o indivíduo era excluído do experimento. Uma prévia familiarização antes da avaliação foi realizada, simulando o próprio teste, com um intervalo de descanso de um minuto. A coleta unipodal não foi realizada, pois é uma condição que exige um maior controle do balanço corporal, uma vez que a base de suporte é reduzida e a maioria dos participantes que sofrem de lombalgia não são capazes de permanecer na posição de teste.

6.7 ASPECTOS ÉTICOS

Todos os participantes do estudo foram informados dos procedimentos e requisitos de investigação e serão convidados a assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (ANEXO 1), segundo a resolução CNS 466/12 do Conselho Nacional de Pesquisa, onde foram informados previamente sobre todos os procedimentos das avaliações, que somente teve início após a autorização. Todas as informações adquiridas foram preservadas e usadas exclusivamente para fins didáticos e científicos. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UEL pelo parecer número 073-2013 (ANEXO 2).

6.8 ANÁLISE DOS DADOS

O teste de *Shapiro-Wilk* foi utilizado para se observar a distribuição de normalidade das variáveis. Para as variáveis antropométricas os pressupostos foram aceitos. Para identificar as variáveis do CoP, os dados foram processados por meio de uma rotina específica no programa *Matlab*, suavizados por um filtro *Butterworth* passa-baixa de 4ª ordem. Os dados foram ajustados, por meio da função *detrend* contida na rotina. Para as variáveis do CoP a distribuição normal não foi atendida, assim, os resultados foram apresentados em mediana e seus quartis (25-75%). Para comparação entre os grupos, o teste de *Mann-Whitney* foi usado, já para a comparação intra-grupo, na qual foi comparado as condições de OA e OF o teste de *Wilcoxon* foi utilizado. Ainda, duas análises discriminantes foram realizadas a fim de detectar quais variáveis do sinal do CoP relacionadas com as condições (OA e OF) seriam capazes de discriminar os grupos (Lombalgia e Controle) - *Wilk's Lambda*. A matriz de homogeneidade foi testada por meio do teste de igualdade de covariância, *Box M*. A correlação canônica foi aplicada para medir a associação entre a função discriminante e o grupo de variáveis. Depois, as análises classificatórias e a validação cruzada foram usadas para demonstrar a precisão de alocação para cada análise discriminante. A significância estatística foi estipulada em 5%. As análises foram realizadas no programa IBM SPSS® versão 22.0.

7. RESULTADOS

Os dados antropométricos dos participantes estão apresentados na Tabela 1, sem diferença estatisticamente significativa. No total, 65 indivíduos jovens saudáveis participaram do estudo, 32 compondo o grupo Lombalgia e 33 o grupo Controle Nas Tabelas 2 e 3 estão representados os valores da mediana e seus quartis das variáveis do CoP para as condições de OA e OF, respectivamente.

Tabela 1 – Características da amostra.

	G. Lombalgia	G. Controle
	\bar{x} (DP)	\bar{x} (DP)
Idade (anos)	44 (8,98)	40 (9,17)
Massa (kg)	76,8 (17,6)	72,6 (15,6)
Estatura (m)	1,66 (0,09)	1,69 (0,09)
IMC (kg/m ²)	27,6 (5,4)	25,8 (4,6)
EVA (cm)	4,2 (2,3)	--

\bar{x} : Média, DP: Desvio Padrão, IMC: Índice de massa corpórea e EVA: Escala Visual Análoga.

Tabela 2 – Mediana e quartis das variáveis derivadas do sinal do CoP na condição de olhos abertos.

OA	G. Lombalgia		G. Controle		P
	Md	25-75%	Md	25-75%	
DOT	31,77	26,39-41,79	27,21	22,29-31,78	0,008
Disp. ap	0,48	0,37-0,54	0,37	0,32-0,53	0,036
Disp. ml	0,38	0,33-0,48	0,25	0,19-0,33	<0,001
ADap	2,19	1,84-2,72	1,85	1,52-2,43	0,067
ADml	1,88	1,73-2,35	1,36	1,04-1,73	<0,001
VMap	0,67	0,57-0,85	0,58	0,49-0,74	0,042
VMml	0,68	0,51-0,92	0,51	0,41-0,62	0,003
VMT	1,05	0,87-1,39	0,9	0,74-1,05	0,008
Área	3,31	2,33-4,68	1,77	1,3-2,71	<0,001

AO: Olhos abertos, Md: Mediana, 25%: 1º quartil, 75%: 3º quartil, DOT: Deslocamento da oscilação total (cm), Disp. ap: Dispersão anteroposterior (cm), Disp. ml: Dispersão mediolateral (cm), ADap: Amplitude de deslocamento anteroposterior (cm), ADml: Amplitude de deslocamento mediolateral (cm), VMap: Velocidade média anteroposterior (cm/s), VMml: Velocidade média mediolateral (cm/s), VMT: Velocidade média Total (cm/s) e Área (cm²).

Tabela 3 – Mediana e quartis das variáveis derivadas do sinal do CoP na condição de olhos fechados.

OF	G. Lombalgia		G. Controle		P
	Md	25-75%	Md	25-75%	
DOT	49,6	39,65-68,15	38,77	30,36-45,65	0,003
Disp. ap	0,53	0,41-0,65	0,42	0,34-0,53	0,034
Disp. ml	0,44	0,35-0,6	0,31	0,25-0,39	<0,001
ADap	2,65	2,01-3,5	2,16	1,79-2,86	0,043
ADml	2,51	1,83-3,12	1,76	1,42-2,03	<0,001
VMap	1,15	0,81-1,64	0,88	0,7-1,04	0,01
VMml	1,02	0,7-1,4	0,72	0,5-0,9	0,001
VMT	1,65	1,32-2,27	1,29	1,01-1,52	0,003
Área	4,68	2,6-7,28	2,4	2,1-3,34	<0,001

AF: Olhos fechados, Md: Mediana, 25%: 1º quartil, 75%: 3º quartil, DOT: Deslocamento da oscilação total (cm), Disp. ap: Dispersão anteroposterior (cm), Disp. ml: Dispersão mediolateral (cm), ADap: Amplitude de deslocamento anteroposterior (cm), ADml: Amplitude de deslocamento mediolateral (cm), VMap: Velocidade média anteroposterior (cm/s), VMml: Velocidade média mediolateral (cm/s), VMT: Velocidade média Total (cm/s) e Área (cm²).

Os resultados mostram uma diferença estatisticamente significativa a favor do grupo Controle para todas as variáveis que compõe o CoP, exceto para a ADap na condição de OA. O grupo Lombalgia apresentou valores superiores para todas as variáveis, o que conjuntamente representa um maior desequilíbrio desses indivíduos. Um melhor desempenho foi observado no grupo controle, expresso principalmente analisando as variáveis Área e DOT, que nas condições de OA se mostraram cerca de 46,5% e 14,3% menores, respectivamente. Durante a condição de OF essa diferença também se manteve presente, sendo 48,7% para Área e 21,9% para o DOT.

Na comparação intragrupo, diferenças estatisticamente significante foram encontradas na comparação entre as condições OA e OF. As variáveis DOT, ADap, ADml, VMap, VMml, VMT e Área foram maiores na condição de OF do que quando de AO no grupo Lombalgia. Quando comparado as mesmas condições (OA e OF) no grupo Controle, as variáveis que apresentaram diferença estatística foram: DOT, Disp. ML, ADap, ADml, VMap, VMT e Área, sendo também maiores na condição de OF. Os resultados dessas comparações estão expressos nas Tabelas 4 e 5.

Tabela 4. Mediana e quartis das variáveis do CoP do grupo Lombalgia.

Lombar	AO		OF		P
	Md	25-75%	Md	25-75%	
DOT	31,77	26,39-41,79	49,6	39,65-68,15	<0,001
Disp. Ap	0,48	0,37-0,54	0,53	0,41-0,65	0,119
Disp. MI	0,38	0,33-0,48	0,44	0,35-0,6	0,081
ADap	2,19	1,84-2,72	2,65	2,01-3,5	0,011
ADml	1,88	1,73-2,35	2,51	1,83-3,12	0,008
VMap	0,67	0,57-0,85	1,15	0,81-1,64	<0,001
VMml	0,68	0,51-0,92	1,02	0,7-1,4	<0,001
VMT	1,05	0,87-1,39	1,65	1,32-2,27	<0,001
Área	3,31	2,33-4,68	4,68	2,6-7,28	0,014

AO: Olhos abertos. Md: Mediana. 25%: 1º quartil. 75%: 3º quartil. DOT: Deslocamento da oscilação total (cm). Disp. ap: Dispersão anteroposterior (cm). Disp. ml: Dispersão mediolateral (cm). ADap: Amplitude de deslocamento anteroposterior (cm). ADml: Amplitude de deslocamento mediolateral (cm). VMap: Velocidade média anteroposterior (cm/s). VMml: Velocidade média mediolateral (cm/s). VMT: Velocidade média Total (cm/s) e Área (cm²).

Tabela 5. Mediana e quartis das variáveis do CoP do grupo Controle.

Controle	AO		OF		P
	Md	25-75%	Md	25-75%	
DOT	27,21	22,29-31,78	38,77	30,36-45,65	<0,001
Disp. Ap	0,37	0,32-0,53	0,42	0,34-0,53	0,053
Disp. MI	0,25	0,19-0,33	0,31	0,25-0,39	0,002
ADap	1,85	1,52-2,43	2,16	1,79-2,86	0,031
ADml	1,36	1,04-1,73	1,76	1,42-2,03	<0,001
VMap	0,58	0,49-0,74	0,88	0,7-1,04	<0,001
VMml	0,51	0,41-0,62	0,72	0,5-0,9	<0,001
VMT	0,9	0,74-1,05	1,29	1,01-1,52	<0,001
Área	1,77	1,3-2,71	2,4	2,1-3,34	0,003

AO: Olhos abertos. Md: Mediana. 25%: 1º quartil. 75%: 3º quartil. DOT: Deslocamento da oscilação total (cm). Disp. ap: Dispersão anteroposterior (cm). Disp. ml: Dispersão mediolateral (cm). ADap: Amplitude de deslocamento anteroposterior (cm). ADml: Amplitude de deslocamento mediolateral (cm). VMap: Velocidade média anteroposterior (cm/s). VMml: Velocidade média mediolateral (cm/s). VMT: Velocidade média Total (cm/s) e Área (cm²).

Durante a análise discriminante foi usado o método *Wilk's Lambda* para identificar as variáveis relacionadas ao CoP que seriam capazes de discriminar significativamente os grupos Lombalgia e Controle ($P=0,003$ e $P=0,030$). Os coeficientes padronizados e valores de correlação canônica de cada análise

discriminante estão relatados na Tabela 6, com valores de centróide de 0,788 para a classificação do grupo Lombalgia e -0,740 do grupo Controle na condição de OA, já para a condição de OF os valores foram de 0,508 e -0,590 para o grupo Lombalgia e Controle, respectivamente.

Tabela 6. Coeficientes padronizados e valores da correlação canônica da análise discriminante.

	OA	OF
DOT	0,793	-0,304
Disp. Ap	0,513	-0,043
Disp. MI	0,673	0,501
ADap	0,015	-0,227
ADml	0,592	0,082
VMap	-0,813	0,298
VMml	-0,266	---
Área	-0,607	0,512
<i>Eigenvalue</i>	0,602	0,370
Significância	0,003	0,003
Correlação canônica	0,613	0,520

OA: Olhos abertos, OF: Olhos fechados, DOT: Deslocamento da oscilação total, Disp. ap: Dispersão anteroposterior, Disp. ml: Dispersão mediolateral, ADap: Amplitude de deslocamento anteroposterior, ADml: Amplitude de deslocamento mediolateral, VMap: Velocidade média anteroposterior e VMml: Velocidade média mediolateral.

A variável que melhor discrimina o grupo Lombalgia na condição de OA foi o DOT; já para o Controle a variável discriminante foi a VMap. Essas diferenças podem ser observadas nas Figuras 2 e 3. Na condição de OF as variáveis discriminantes do grupo Lombalgia foram a Disp. ML e Área (Figuras 4 e 5). Não foram encontradas variáveis que discrimine o grupo Controle durante a condição de OF. Ainda, foi possível testar a função gerada que realiza a classificação das amostras, alocando novas amostras entre os grupos. Observa-se que 78,8% dos casos foram agrupados corretamente a sua classificação original na condição de OA, já para a condição de OF, essa porcentagem foi de 60,6%.

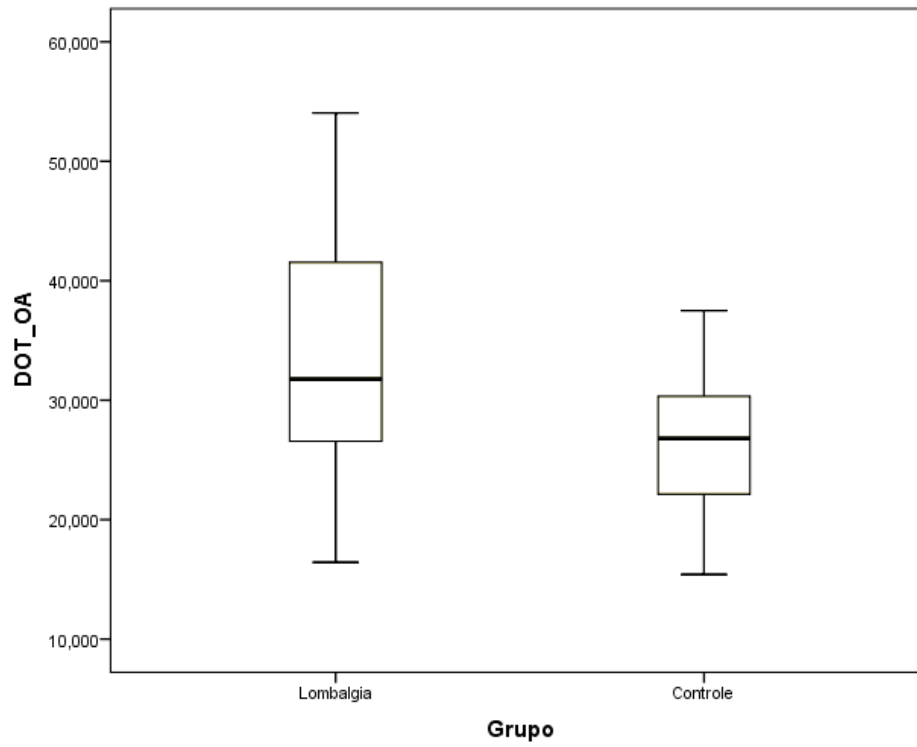


Figura 2. Medianas e quartis da variável DOT na condição de OA.

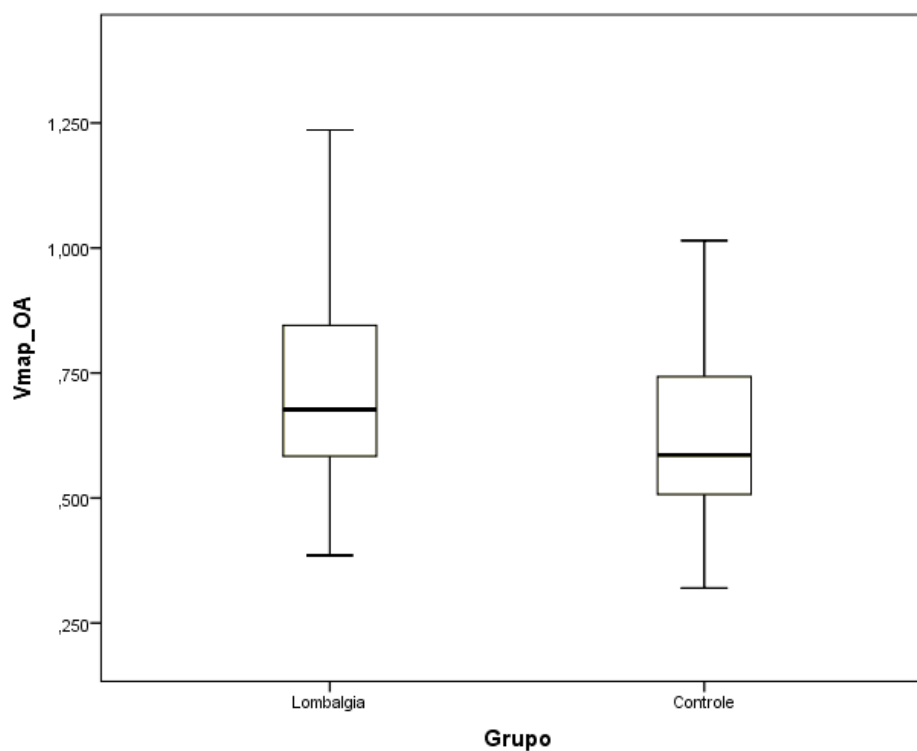


Figura 3. Medianas e quartis da variável VMap na condição de OA.

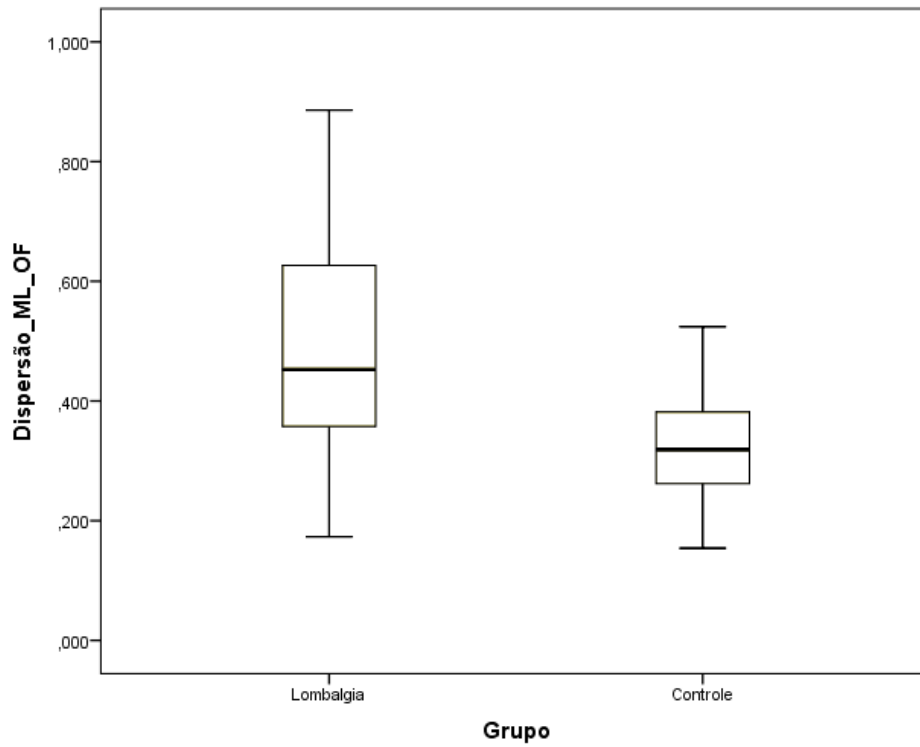


Figura 4. Medianas e quartis da variável Disp. ML na condição de OF.

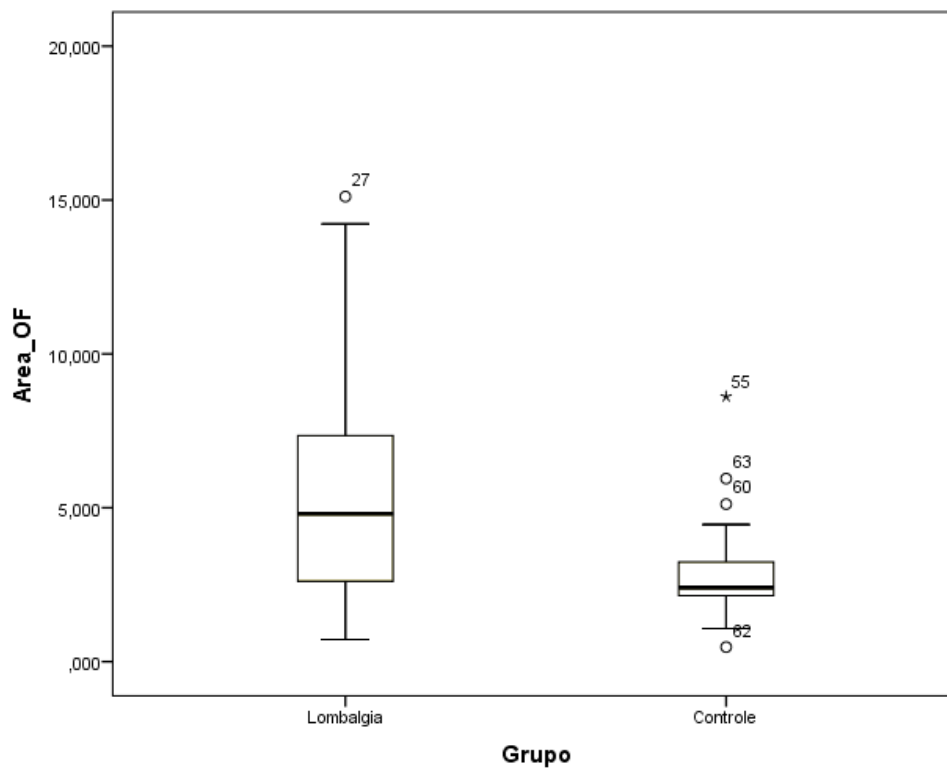


Figura 5. Medianas e quartis da variável Área na condição de OF.

8 DISCUSSÃO

8.1 ANÁLISE DISCRIMINANTE

Por meio da análise discriminante foi possível observar quais variáveis que constituem o CoP discriminam os grupos Controle e Lombalgia. Os resultados podem ajudar a escolher quais variáveis caracterizaram determinado grupo por meio de um ponto de corte, também chamado de centroide. Esta decisão leva em consideração o desempenho físico de cada indivíduo sobre a plataforma de força e a função discriminante.

As variáveis discriminantes do grupo Lombalgia, tanto na condição OA (DOT) quanto na condição OF (Dispersão Mediolateral e Área) enfatizam o desequilíbrio que ocorre nesses pacientes, rejeitando-se a hipótese que não há variáveis que discriminam os grupos em ambas condições. Uma maior oscilação total caracteriza o grupo Lombalgia, que para garantir estabilidade corporal, realizam maiores dispersões, justificadas pelas alterações estruturais da região lombar somada a retração da musculatura envolvida na estratégia de quadril (LAFOND et al., 2009). Além disso, na condição estática, a maioria dos canais sensoriais são ativados próximo ou abaixo do limiar fisiológico, exceto para os cutâneos plantares, o que para sujeitos com dor lombar representa maior oscilação sobre a estratégia do tornozelo em função da deficiência sensório-motora nesses indivíduos (KOUZAK; ASHTON-MILLER; ALEXANDER, 2003; BRUMAGNE et al., 2008). Já para o grupo Controle na condição de OA a variável discriminante (VMap) nos revela uma característica de baixa velocidade, expressando um fenômeno de baixa frequência com poucas oscilações durante uma série temporal, demonstrando um melhor controle em se manter na posição estática. Visto que a visão influencia principalmente frequências inferiores a 0,1 Hz (HORAK; MACHPHERSON, 1996), quando os sujeitos saudáveis foram submetidos a um estado na qual o sistema sensorial de visão foi retirado, a variável velocidade já não os caracterizava mais, pois é uma condição que exige maior reorganização corporal para se manter na mesma posição. Portanto, não foi possível identificar variáveis que discriminassem o grupo Controle na condição de OF, em razão de uma maior velocidade encontrada no sinal do CoP e de serem sujeitos saudáveis e não apresentarem características específicas que permitisse a classificação baseada apenas em uma variável.

Durante a análise classificatória foi possível avaliar a precisão de uma função discriminante quanto à classificação correta de um participante de acordo com o seu grupo. A validação cruzada estima a precisão de alocação de cada participante, de acordo com todos os casos (MARÔCO, 2011). As percentagens de cada análise classificatória foram superiores a 60% neste estudo, sendo que para a condição de OA, a previsão foi mais exata, além de apresentar maior quantidade de variáveis discriminantes, a percentagem de classificação foi também mais elevada. Dois terços daqueles que foram classificados de forma incorreta entre os grupos estavam com EVA média de 1,93 cm no dia da avaliação, ou seja, apresentaram um baixo limiar de dor.

8.2 ALTERAÇÕES ESTRUTURAIS NA LOMBALGIA

Observações clínicas mostram que indivíduos com dor lombar apresentam maior oscilação postural em comparação com controles saudáveis (BYL, SINNOTT, 1991; RADEBOLD et al., 2001; LEINONEN et al., 2003; HENRY et al., 2006; RENKAWITZ et al., 2006; BRUMAGNE et al., 2008; LAFOND et al., 2009; LEITNER et al., 2009; RUHE, FEJER, WALKER, 2011; LEE et al., 2012), o que corrobora com os achados deste estudo que encontrou, para quase todas as variáveis do CoP, diferenças significativas. Foi possível verificar uma melhor performance dentre as variáveis do CoP a favor do grupo Controle em ambas condições, apresentando valores semelhantes aos já encontrados na literatura (CAMPOS, 2013). Mientjes e Frank (1999) constataram que pacientes com dor lombar crônica apresentaram aumento no balanço ML. Já no estudo de Hamaoui et al. (2004) e Della Volpe et al. (2006), pacientes com dor lombar mostraram um aumento do balanço no sentido AP, assim como Byl e Sinott (1991), que verificaram uma maior projeção posterior em indivíduos com dor lombar em comparação com indivíduos controles. No presente estudo uma maior diferença nos valores entre os grupos foram encontrados para as variáveis de dispersão ML, sendo esta diferença maior para o grupo Lombalgia. Contudo, valores elevados de dispersões foram estabelecidos no sentido AP para ambos os grupos, com menor diferença de valores entre eles, mas indicando um maior desequilíbrio neste sentido.

Essas diferenças nas respostas do indivíduo com dor lombar crônica é resultado de um processamento somato-sensorial alterado, relatado por Brumagne et

al., (2008), que descreve que pacientes com lombalgia apresentaram maior distúrbio postural com estimulação de vibração do tríceps sural do que com a vibração dos multífidus na região lombar, o que é tipicamente observado em indivíduos saudáveis. Isto sugere mudanças na entrada sensorial da musculatura paravertebral intrínseca. Ou seja, quem sofre de dor lombar pode usar estratégias diferentes para manter o equilíbrio quando é retirada a atenção do mecanismo proprioceptivo da lombar (CLAYES et al., 2011). Esse fato poderia, de certa forma, explicar a diferença encontrada entre o grupo Lombalgia e Controle, principalmente referente as variáveis que medem o deslocamento corporal total, dentre elas o DOT e a Área.

8.3 DOR E SUAS REPERCUSSÕES

Considerando que estratégias de enrijecimento são adotadas para evitar a dor, os padrões de movimentos anormais do indivíduo com dor são ainda mais reforçados (JACOBS, HORAK, 2007). Distúrbios posturais da dor lombar estão relacionados com o aumento da tensão de toda a musculatura ligada a pelve, o que reduz a capacidade de mobilidade ativa dessa região. Alguns estudos descrevem uma possível diminuição da oscilação postural em pacientes com lombalgia (MOK et al., 2004; SALAVATI et al., 2009; MAZAHERI et al., 2013; KIERS et al., 2015), que para Mazaheri et al. (2013) pode ser justificado por uma falta de poder em alguns estudos e uma influência da dor ou até mesmo do medo dela sobre o equilíbrio. Nijs et al. (2012) afirmam que o efeito nociceptivo produz mudanças significativas nas habilidades cinestésicas dos neurônios aferentes. Um alto limiar aferente nociceptivo interage com as vias espinhais motoras, bem como com o córtex primário somato-sensorial (ROSSI et al., 2003).

O fator dor causa, sobre a região lombar, menor ação de correção das instabilidades corporais, aumentando o torque necessário para atuar na tarefa de trazer o CM de volta para a base de sustentação, o que conseqüentemente reflete em maiores valores das variáveis do CoP (MOK, BRAUER, HODGES, 2004; HUE et al., 2007). Outro contribuinte para o comprometimento do CP nos pacientes do grupo Lombalgia refere-se a mudanças na auto-percepção da imagem corporal secundário à dor, podendo ser atribuída a disfunção da modulação central de informações dos fusos neuromusculares (CAPRA, RO, 2000), causada pela redução de *feedback* dos fusos. Sendo que estas alterações funcionais podem também levar à redução do

controle muscular e aumento da oscilação postural. Entretanto, esta última hipótese é controversa, já que Popa et al. (2007) não conseguiram demonstrar a influência da dor sobre o equilíbrio postural com a utilização da plataforma de força.

Os indivíduos que compunham o grupo Lombalgia, neste estudo, não se encontravam em períodos críticos de dor (EVA (\bar{x}): 4,2 cm), contudo vale lembrar que são pacientes crônicos com comprometimento estrutural já instalado e todo esse quadro contribui para mudanças adaptativas no CP. Além disso, a deficiência proprioceptiva desse sistema é a principal suspeita de causar deficiência do equilíbrio em indivíduos com dor lombar (BRUMAGNE et al., 2000, 2004; O'SULLIVAN et al., 2003; YILMAZ et al., 2010). Sabendo desta condição e que a propriocepção reduzida em membros inferiores e região lombar podem contribuir para o controle alterado do equilíbrio, é confirmado então um aumento dos valores do CoP quando testado o equilíbrio nesses sujeitos (RUHE, FEJER, WALKER, 2011b, 2012).

8.4 VARIÁVEIS DO CoP

Radebold et al. (2001) relataram que pacientes com dor lombar crônica obtiveram um pior desempenho proporcional à maiores dificuldades de condição de teste. Isto pode ser resultado de mudanças na atividade muscular, atribuídos ao atraso no recrutamento muscular em decorrência a deficiência no controle motor da musculatura profunda do tronco, além de alteração nos receptores proprioceptivos (HODGES, RICHARDSON, 1996; HODGES, 2001; RABEDOLD et al., 2001).

Embora vários estudos demonstrem diferenças estatisticamente significativas no balanço corporal entre pacientes com dor lombar e saudáveis, há ainda uma alta variabilidade dentre as variáveis do CoP. Alguns autores que observaram a variável velocidade do CoP verificaram um aumento da mesma com diferenças significativas para os indivíduos com dor lombar (MOK et al., 2004; DELLA VOLPE et al., 2006; LAFOND et al., 2009; SALAVATI et al., 2009; MANN et al., 2009; CAFFARO et al., 2014). Estudos que avaliaram o Deslocamento do CoP, obtiveram resultados controversos em suas análises (HAMAOUÏ et al., 2002; 2004; POPA et al., 2007; BRUMAGNE et al., 2008; MANN et al., 2009). Há ainda trabalhos que buscaram encontrar diferenças entre o grupo Lombalgia e Controle sobre a variável RMS, que representa uma medida de amplitude mais robusta, sendo que para alguns autores essas diferenças foram significativas, já para outros nenhuma diferença foi encontrada

na comparação entre os grupos (MIENTJES et al., 1999; BRUMAGNE et al., 2004; 2008). Os resultados dos estudos que trouxeram valores da área do CoP são questionáveis. Braga et al. (2012) e Caffaro et al. (2014) mencionaram um aumento dessa variável nos sujeitos com dor lombar, o que não pode ser observado no estudo de Harringe et al. (2008). O presente estudo trouxe todas as variáveis extraídas do sinal do CoP, buscando abranger a maior quantidade de informações que caracterizassem o equilíbrio da amostra. A avaliação das variáveis do CoP com enfoque nas medidas do DOT e área se faz importante pois fornecem informações a respeito do balanço corporal, juntamente a isso, analisar também as medidas de velocidades parecem ser úteis no sentido de que é uma variável que se associa a análise no domínio da frequência, por revelar um fenômeno de oscilações ao longo do tempo, permitindo então, diferenciar os sistemas sensoriais mais utilizados em cada tarefa realizada (BERNARD-DEMANZE et al., 2009).

A interpretação de todas as variáveis do CoP se apresenta de forma complexa. Os resultados de uma avaliação do CoP com a plataforma de força devem ser interpretados de maneira conjunta, pois olhar para uma determinada variável de forma isolada talvez não represente fidedignamente o equilíbrio desses indivíduos.

8.5 ASPECTOS VISUAIS NO EQUILÍBRIO

Sabe-se que a estabilidade postural é dependente da noção de posição e de movimento do corpo em relação ao campo gravitacional e do ambiente (MOCHIZUKI, AMADIO, 2006). O sistema visual é útil na manutenção de uma posição vertical estável em pacientes com propriocepção comprometida (LAFOND et al., 2009; MANN et al., 2010; MARIBO et al., 2012). A dor lombar pode influenciar negativamente a capacidade proprioceptiva (MIENTJES, FRANK, 1999; BRUMAGNE et al., 2008), o que provavelmente conduz a um aumento da dependência do sistema visual (RADEBOLD et al., 2001; MOK et al., 2004; BRUMAGNE et al., 2000, 2008). Isto estaria relacionado com aumento da inibição aferente pré-sináptica de musculatura lombar gerada pela dor ou em decorrência de uma adaptação do processamento cortical da informação proprioceptiva, processo esse semelhante ao observado em situações de medo e ansiedade (SIBLEY et al., 2007; DAVIS et al., 2008).

Quando um indivíduo é privado da informação visual, os demais sistemas sensoriais que se encarregam em manter a postura estável. Esse déficit de

informações chegando ao SNC leva a uma compensação dos sistemas, na qual o indivíduo utilizará de mais ações corporais para garantir sua estabilidade sem o uso do *feedback* visual. Sabendo disso, tanto sob condições estáticas ou dinâmicas, a visão pode não ser facilmente substituída por outras entradas sensoriais (SCHMID et al., 2007). A capacidade de controlar o equilíbrio do corpo sem a informação sensorial da visão deve resultar apenas de *feedback* sensorial não-visual em indivíduos com dor lombar. Assim, o efeito da privação visual na lombalgia culmina em efeitos mais significativos sobre o equilíbrio do que em indivíduos sem dor.

Parece então que há uma piora do equilíbrio quando sujeitos que apresentam dor lombar se encontram de OF, o que concorda com estudos anteriores, levando a rejeição da H_0 (RABEDOLD et al., 2001; MANN et al., 2010; CAFFARO et al., 2014). Nesta condição de teste o sistema vestibular é a principal responsável pela manutenção do equilíbrio e da orientação espacial (BRINGOUX et al., 2016). Uma vez que ambos os grupos não possuem disfunções vestibulares, toda a atenção é voltada para análise do sistema somato-sensorial (proprioceptivo) e visual. A visão é a entrada sensorial de maior confiança para o SNC na estabilização postural e somado ao fato de que para os indivíduos com dor lombar crônica uma maior importância é dada à informação visual em detrimento dos outros sistemas (MOK; BRAUER e HODGES, 2004; 2007), maiores valores das variáveis do CoP são esperados nesses pacientes. Neste trabalho ambos os grupos pioraram seu equilíbrio quando a informação visual foi privada. Se um ou mais dos sistemas sensoriais falhar, ou a informação sensorial não for devidamente processada, o risco de uma queda ou de instabilidade é aumentado (HORAK, MACPHERSON, 1996).

9 IMPLICAÇÕES PARA A PRÁTICA E PESQUISA

Os resultados desta pesquisa fornecem dados apropriados sobre o que é esperado no controle de postura de sujeitos que apresentam dor lombar crônica. Ainda, aplicando a função discriminante é possível fazer uma classificação aproximada de novos indivíduos, além de analisar mais especificamente as variáveis que discriminam o grupo dos sujeitos com dor lombar. Parece que um treinamento proprioceptivo com os olhos fechado pode ajudar a controlar a oscilação postural desses indivíduos. Além disso, para futuros estudos seria útil comparar os efeitos de um tratamento de dor lombar com ênfase no equilíbrio estático avaliando as possíveis mudanças das variáveis do CoP.

10 CONCLUSÃO

Indivíduos com dor lombar apresentam maiores valores de oscilação, deslocamentos, velocidades e área do que indivíduos sem dor, nas condições de OA e OF. As variáveis DOT, VMap, Disp. ML e Área são capazes de discriminar os pacientes com dor lombar dos controles.

11 REFERÊNCIAS

AGEBERG, Eva, *et al.* Balance in single-limb stance in healthy subjects – reliability of testing procedure and the effect of short-duration submaximal cycling. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 4, n. 14, p. 1-16, 2003.

AKBARI, Mahmood, *et al.* Changes in postural and trunk muscles responses in patients with chronic nonspecific low back pain during sudden upper limb loading. **Medical Journal of the Islamic Republic of Iran**, v. 29, p. 265-274, 2015.

AMADIO, Alberto Carlos; DUARTE, Marcos. **Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano**. São Paulo: Laboratório de Biomecânica EEFUSP; 1996.

ANGELAKI, Dora; CULLEN, Kathleen. Vestibular system: The many facets of a multimodal sense. **Annual Review of Neuroscience**, v. 31, n.1, p. 125-150, 2008.

ARUIN, Alexander; LATASH, Mark. The role of motor action in anticipatory postural adjustments studied with self-induced and externally triggered perturbations. **Experimental Brain Research**, v. 106, n. 2, p. 291-300, 1995.

ARUIN, Alexander; SHIRATORI, Takako; LATASH, Mark. The role of action in postural preparation for loading and unloading in standing subjects. **Experimental Brain Research**, v. 138, n. 4, p. 458-466, 2001.

BARATTO, Luigi, *et al.* A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. **Motor Control**, v. 6, n. 3, p. 246-270, 2002.

BARKER, Priscilla, *et al.* Effects of tensioning the lumbar fasciae on segmental stiffness during flexion and extension: young investigator award winner. **Spine**, v.31, n.4, p.397-405, 2006.

BERNARD-DEMANZE, Laurence, et al. Age-Related Changes in Posture Control are Differentially Affected by Postural and Cognitive Task Complexity. **Current Aging Science**, n.2, p.139-149, 2009.

BIN, Xie, *et al.* Balance control comparison between subjects with and without non-specific low back pain. **Chinese Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 24, n. 5, p. 394-398, 2009.

BORKAN, Jeffrey. *et al.* Advances in the field of low back pain in primary care: a report from the fourth international forum. **Spine**, v. 27, n. 5, p. 128-132, 2002.

BOTTLE, Emily; STRUTTON, Paul. Relationship between back muscle endurance and voluntary activation. **Journal of Electromyography & Kinesiology**, v. 22, n. 3, p. 383-390, 2012.

BRINGOUX, Lionel, *et al.* Do visual and vestibular inputs compensate for somatosensory loss in the perception of spatial orientation? Insights from a deafferented patient. **Front in Human Neuroscience**, v. 10:181, 2016.

BRUMAGNE, Simon, *et al.* Persons with recurrent low back pain exhibit a rigid postural control strategy. **Euro Spine Journal**, v. 17, n.9, p. 1177-1184, 2008.

BRUMAGNE, Simon; CORDO, Paul; VERCHUREN, Sabine. Proprioceptive weighting changes in person with low back pain and elderly persons during upright standing. **Neuroscience Letters**, v. 366, n. 1, p. 63-66, 2004.

BRUMAGNE, Simon, *et al.* The role of paraspinal muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain. **Spine**, v. 25, v. 8, p. 989-994, 2000.

BYL, Nancy; SINNOTT, Patricial. Variations in balance and body sway in middle-age adults. Subjects with healthy back compared with subjects with low back dysfunction. **Spine**, v. 16, n. 3, p. 325-330, 1991.

CAFFARO, Rene Rogieri, *et al.* Postural control in individuals with and without non-specific chronic low back pain: a preliminary case–control study. **European Spine Journal**, v. 23, n. 4, p. 807-813, 2014.

CAPRA, Norman; Ro, Jin. Experimental muscle pain produces central modulation of proprioceptive signals arising from jaw muscle spindles. **Pain**, v. 86, n. 1-2, p. 151-162, 2000.

CHIEN, Jung Hung, *et al.* Locomotor sensory organization test: a novel paradigm for the assessment of sensory contributions in gait. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 42, n. 12, p. 2512–2523, 2014.

CHOU, Roger, *et al.* Diagnosis and treatment of low back pain: A joint clinical practice guideline from the American College of Physicians and American pain society. **Annals of Internal Medicine**, v. 147, n. 7, p. 478-491, 2007.

CIESIELSKA, Jagoda, *et al.* Hip strategy alterations in patients with history of low disc herniation and non-specific low back pain measured by surface electromyography and balance platform. **Acta of Bioengineering and Biomechanics Original paper**, v. 17, n. 3, p. 103-108, 2015.

CLAEYS Kurt, *et al.* Decreased variability in postural control strategies in young people with non-specific low back pain is associated with altered proprioceptive reweighting. **European Journal of Applied Physiology**, v. 111, n. 1, p. 115-123, 2011.

CORNILLEAU-PERES, V., *et al.* Measurement of the visual contribution to postural steadiness from the COP movement: methodology and reliability. **Gait & Posture**, v. 22, n. 2, p. 96-106, 2005.

CROMBIE, Iain. The potential of Epidemiology. In: CROMBIE, I.K., CROFT, P.R., LINTON, S.J., LERESCHE, L., VON, KORFF, M. **Epidemiology of pain: a report of the Task Force on Epidemiology**. Seattle: IASP Press, p. 1-5, 1999.

DAVIS, J.R., *et al.* The relationship between fear of falling and human postural control. **Gait & Posture**, v. 29, n. 2, p. 275-279, 2008.

DAY, Brian; COLE, Jonathan. Vestibular-evoked postural responses in the absence of somatosensory information. **Brain**, v. 125, n. Pt 9, p. 2081-2088, 2002.

DELLA VOLPE, Raymond, *et al.* Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back pain patients. **Gait & Posture**, v. 24, n. 3, p. 349-355, 2006.

DUARTE, Marcos; FREITAS, Sandra. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, n. 3, p. 183-92, 2010.

DUARTE, Marcos; HARVEY, William; ZATSIORSKY, Vladimir. Stabilographic analysis of unconstrained standing. **Ergonomics**, v. 11, n. 43, p. 1824 -1839, 2000.

DUTIL, Maxime, *et al.* The impact of obesity on balance control in community-dwelling older women. **Age**, v. 35, n. 3, p. 883-890, 2013.

ETEMADI, Yasaman, *et al.* Balance recovery reactions in individuals with recurrent nonspecific low back pain: Effect of attention. **Gait & Posture**, v. 44, p. 123-127, 2016.

FAUL, Franz *et al.* G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. **Behavior Research Methods**, v.39, n.2, p.175-191, 2007.

FITZPATRICK, Richard, MCCLOSKEY, Douglas Ian. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. **Journal of physiology**, v. 478, n. 1, p. 173-186, 1994.

FREBURGER, Janet, *et al.* The rising prevalence of chronic low back pain. **Archives of International Medicine**, v. 169, n. 3, p. 251–258, 2009.

GARD, Steven; MIFF, Steve; KUO, Arthur. Comparison of kinematic and kinetic methods for computing the vertical motion of the body center of mass during walking. **Human Movement Science**, v. 22, n. 6, p. 597-610, 2004.

GATEV, Plamen, *et al.* Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. **Journal of Physiology**, v. 3, n. 514, p. 915-928, 1999.

HAMAOU, Alain; DO, Manha-Cuong, BOUISSET, Si. Postural sway increase in low back pain subjects is not related to reduce spine range of motion. **Neuroscience Letters**, v. 357, n. 2, p. 135-138, 2004.

HARRINGE, M, *et al.* Postural control measured as the center of pressure excursion in young female gymnasts with low back pain or lower extremity injury. **Gait & Posture**, v. 28, n. 1, p. 38-45, 2008.

HAZIME, Fuad, *et al.* Postural control under visual and proprioceptive perturbations during double and single limb stances: Insights for balance training. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 16, n. 2, p. 224-229, 2012.

HELLEBRANDT, Frances. Standing as a geotropic reflex – the mechanism of the asynchronous rotation of motor units. **American Journal of Physiology**, v. 121, p. 471-474, 1938.

HENSCHKE, Nicholas, *et al.* Prognosis in patients with recent onset low back pain in Australian primary care: inception cohort study. **British Medical Journal**, v. 337, p. 171-178, 2008.

HENRY, Sharon, *et al.* Decreased limits of stability in response to postural perturbations in subjects with low back pain. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 21, n. 9, p. 881-892, 2006.

HIDES, Julie Anne, *et al.* The relationship of transversus abdominals and lumbar multifidus clinical muscle tests in patients with chronic low back pain. **Manual Therapy**, v. 16, n. 6, p. 573-577, 2011.

HODGES, Paul, *et al.* Intra-abdominal pressure increases stiffness of the lumbar spine. **Journal of Biomechanics**, v.38, n. 9, p.1873-1880, 2005.

HODGES, Paul; RICHARDSON, Carolyn. Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associate with movement of the lower limb. **Journal of Spinal Disorders**, v. 11, n. 1, p. 46-56, 1998.

HODGES, Paul. Changes in motor planning of feed forward postural responses of the trunk muscles in low back pain. **Experimental Brain Research**, v. 141, n. 2, p.261-266, 2001.

HODGES, Paul, *et al.* Rapid atrophy of the lumbar multifidus follows experimental disc or nerve root injury. **Spine**, v. 31, n. 25, p. 2926-2933, 2006.

HODGES, Paul; RICHARDSON, Carolyn. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. **Spine**, v. 21, n. 22, p. 2640-2650, 1996.

HODGES, Paul; TUCKER, Kylie. Moving differently in pain: a new theory to explain the adaptation to pain. **Pain**, v. 152. n. 3, p. 90-98, 2011.

HOLM, Sten; INDAHL, Aage; SOLOMONOW, Moshe. Sensoriomotor control of the spine. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 12, n. 3, p. 219-34, 2002.

HORAK, Fay; MACPHERSON, J.M. Postural orientation and equilibrium, In: ROWELL, L.B.; SHERPHERD, J.T. **Handbook of physiology: a critical, comprehensive presentation of physiological knowledge and concepts**. New York: Oxford American Physiological Society, p. 255-292, 1996.

HOY, Damian. *et al.* The Epidemiology of low back pain. **Best Practice & Research. Clinical Rheumatology**, v. 24, n. 6, p. 769-781, 2010.

HOY, Damian, *et al.* A systematic review of the global prevalence of low back pain. **Arthritis and Rheumatism**, v. 64, n. 6, p. 2028-2037, 2012.

HUE, Olivier, *et al.* Body weight is a strong predictor of postural stability. **Gait & Posture**, v. 26, n. 1, p. 32-38, 2007.

INDRAKANTI, Santoshi *et al.* Value-based care in the management of spinal disorders: a systematic review of cost-utility analysis. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 470, n. 4, p. 1106-1123, 2012.

JACOBS, Jesse, *et al.* A history of low back pain associates with altered electromyographic activation patterns in response to perturbations of standing balance. **Journal of Neurophysiology**, v. 106, n. 5, p. 2506-2514, 2011.

JACOBS, Jesse; HORAK, Fay. Cortical control of postural responses. **Journal of Neural Transmission**, v. 114, n. 10, p. 1339-1348, 2007.

JONES, Stephanie, *et al.* Individuals with nonspecific low back pain use a trunk stiffening strategy to maintain upright posture. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.22, n. 1, p. 13-20, 2012.

KADER, D.; WARDLAW, D.; SMITH, F. Correlation between the MRI changes in the lumbar multifidus muscle and leg pain. **Clinical Radiology**. v. 55, n. 2, p. 145-149, 2000.

KARIMI, Nouredin, *et al.* Evaluation of postural balance using the biodex balance system in subjects with and without low back pain. **Pakistan Journal of Medical Sciences**, v. 24, n. 3, p. 372-377, 2008.

KLEINER, Ana Francisca; SCHLITTLER, Diana; SÁNCHEZ-ARIAS, Mónica. The role of visual, vestibular, somatosensory and auditory systems for the postural control. **Revista Neurociências**, v. 19, n. 2, p. 349-357, 2011.

KIERS, Henri, *et al.* Postural sway and integration of proprioceptive signals in subjects with LBP. **Human Movement Science**, v. 39, p. 109-120, 2015.

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

KOUZAK, K., ASHTON-MILLER, J.A., ALEXANDER, N.B. The effect of age and movement speed on maximum forward reach from an elevated surface: a study in healthy women. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 18, n. 3, p. 190-196, 2003.

KOVACS, Francisco, *et al.* The influence of fear avoidance beliefs on disability and quality of life is sparse in Spanish low back pain patients. **Spine**, v. 30, n. 22, p. 676-682, 2005.

KUUKKANEN, Tina; MALKIA, Esko. An experimental controlled study on postural sway and therapeutic exercise in subjects with low back pain. **Clinical Rehabilitation**, v. 14, n. 2, p. 192-202, 2000.

LAFOND, Danik, *et al.* Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 85, n. 6, p. 896-901, 2004.

LAFOND, Danik, *et al.* Postural control during prolonged standing in persons with chronic low back pain. **Gait & Posture**, v. 29, n. 3, p. 421-427, 2009.

LEEuw, Maaïke, *et al.* The fear-avoidance model of musculoskeletal pain: current state of scientific evidence. **Journal of Behavioral Medicine**, v. 30, n. 1, p. 77-94, 2007.

LEINONEN, Ville, *et al.* Lumbar paraspinal muscle function, perception of lumbar position, and postural control in disc herniation-related back pain. **Spine**, v. 28, n. 8, p. 842-848, 2003.

LEINONEN, Ville, *et al.* Impaired lumbar position sense in association with postural stability and motor and somatosensory evoked potential findings in lumbar spinal stenosis. **Spine**, v. 27, n. 9, p. 975-983, 2002.

LEITNER, C, *et al.* Reliability of measurements in the assessment posturographic of Impaired sensorimotor function in chronic low back pain. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 3, p. 380-390, 2009.

LI, Xiaoyan; ARUIN, Alexander. The effect of short-term changes in the body mass on anticipatory postural adjustments. **Experimental Brain Research**, v. 181, n. 2, p. 333-346, 2007.

LIN, Dingding, *et al.* Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences. **Gait & Posture**, v. 28, n. 2, p. 337-342, 2008.

LINTON, Steven; SHAW, William. Impact of psychological factors in the experience of pain. **Physical Therapy**, v. 91, n. 5, p. 700-711, 2011.

LUOTO, Satu, *et al.* Mechanisms explaining the association between low back trouble and deficits in information processing. A controlled study with follow-up. **Spine**, v.24, n. 3, p. 225-261, 1999.

LURIE, Jon, *et al.* Magnetic resonance imaging predictors of surgical outcome in patients with lumbar intervertebral disc herniation. **Spine**, v. 38, n. 14, p. 1216-1225, 2013.

MACEDO, Barbara Gozolla, *et al.* Impacto das alterações visuais nas quedas, desempenho funcional, controle postural e no equilíbrio dos idosos: uma revisão de literatura. **Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia**, v. 3, n. 11, p. 419-432, 2008.

MANEK, Nisha; MACGREGOR, Alexander James. Epidemiology of back disorders: prevalence, risk factors, and prognosis. **Current Opinion in Rheumatology**, v. 17, n. 2, p. 134-140, 2005.

MANN Luana., *et al.* Effect of low back pain on postural stability in younger women: influence of visual deprivation. **Journal of Bodywork Movement Therapies**, v. 14, n. 4, p. 361-366, 2010.

MARÔCO, João. **Statistical analyses with SPSS**. Pero Pinheiro: ReportNumber; 2011.

MARIBO, Thomas; STENGAARD-PEDERSEN, Kristian; JENSEN, Lone. Postural balance in low back pain patients: Intra-session reliability of center of pressure on a portable force platform and of the one leg stand test. **Gait & Posture**, v. 34, n. 2, p. 213-217, 2011.

MARIBO, Thomas, *et al.* Postural balance in low back pain patients: criterion-related validity of centre of pressure assessed on a portable force platform. **European Spine Journal**, v. 21, n. 3, p. 425-431, 2012.

MARRAS, William. Spine biomechanics, government regulation, and prevention of occupational low back pain. **Spine**, v. 1, n. 3, p. 163-165, 2001.

MASSION, Jean. Postural control systems in developmental perspective. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, v. 22, n. 4, p. 465-472, 1998.

MAZAHERI, Masood, *et al.* Competing effects of pain and fear of pain on postural control in low back pain? **Spine**, v. 39, n. 25, p. 518-523, 2014.

MAZAHERI, Masood, *et al.* Low back pain and postural sway during quiet standing with and without sensory manipulation: a systematic review. **Gait & Posture**, v. 37, n. 1, p. 712-722, 2013.

MCCARTHY, Christopher *et al.* The biopsychosocial classification of non-specific low back pain: a systematic review. **Physical Therapy Reviews**, v. 9, n. 1, p. 17-30, 2004.

MEDVED, Vladimir. **Measurement of human locomotion**. London: CRC Press, 2001.

MEUCCI, Rodrigo Dalke; FASSA, Anaclaudia Gastal; FARIA, Nice Muller Xavier Faria. Prevalence of chronic low back pain: systematic review. **Revista de Saúde Pública**, v. 49, n. 1, p. 73-87, 2015.

MEUCCI, Rodrigo Dalke. *et al.* Increase of chronic low back pain prevalence in a medium-sized city of Southern Brazil. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 1, n. 14, p. 155-166, 2013.

MIENTJES, M.I., FRANK, J.S. Balance in chronic low back pain patients compared to healthy people under various conditions in upright standing. **Clinical Biomechanics**, v. 14, n. 10, p. 710-716, 1999.

MISSAOUI, B., *et al.* Posture and equilibrium in orthopedic and rheumatologic diseases. **Neurophysiologie Clinique**, v. 38, n. 6, p. 447-457, 2008.

MOCHIZUKI Luis; AMADIO, Alberto Carlos. Biomechanics of standing posture: the relation between the center of mass and the center of pressure. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v. 3, n 3, p. 77-83, 2003.

MOK, Nicolas; BRAUER, Sandra; HODGES, Paul. Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. **Spine**, v. 29, n. 6, p. 107-112, 2004.

MOK, Nicolas; BRAUER, Sandra; HODGES, Paul. Failure to use movement in postural strategies leads to increased spinal displacement in low back pain. **Spine**, v. 32, n. 19, p. 537-543, 2007.

MOSELEY, Lorimer; NICHOLAS; HODGES, Paul. Pain differs from non-painful attention-demanding or stressful tasks in its effect on postural control patterns of trunk muscles. **Experimental Brain Research**, v. 156, p. 64-71, 2004.

MOSELEY, Lorimer; HODGES, Paul. Are the changes in postural control associated with low back pain caused by pain interference? **Clinical Journal Pain**, v. 21, p.323-329, 2005.

NELSON-WONG, Erika; HOWARTH, Samuel; CALLAGHAN, Jack. Acute biomechanical responses to a prolonged standing exposure in a simulated occupational setting. **Ergonomics**, v. 53, n. 9, p. 1117-1128, 2010.

NIJS, Jo, *et al.* Nociception affects motor output: A review on sensory-motor interaction with focus on clinical implications. **Clinical Journal of Pain**, v. 28, n. 2, p. 175-181, 2012.

NILSEN, Tom Ivar Lund.; HOLTERMANN, Andreas; MORK, Paul. Physical exercise, body mass index, and risk of chronic pain in the low back and neck/shoulders: longitudinal data from the Nord-Trøndelag - Health Study. **American Journal of Epidemiology**, v. 174, n. 3, p. 267-273, 2011.

OGGERO, Elena; CARRICK, Frederick Robert; PAGNACCO, Guido. Frequency content of standard posturographic measures. **Biomedical Sciences Instrumentation**, v. 49, p. 48-53, 2013.

O'SULLIVAN, Peter, *et al.* Lumbar repositioning deficit in a specific low back pain population. **Spine**, v. 28, n. 10, p. 1074-1079, 2003.

PAALANNE, Niko, *et al.* Isometric trunk muscle strength and body sway in relation to low back pain in young adults. **Spine**, v. 33, n. 13, p. 435-441, 2008.

PANDY, Marcus; LIN, Yi-Chung; KIM, Hyung Joo. Muscle coordination of mediolateral balance in normal walking. **Journal of Biomechanics**, v.43, n. 11, p. 2055-2064, 2010.

PATEL, Mitesh, *et al.* The effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. **Gait & Posture**, v. 28, n. 4, p. 649-656, 2008.

PIROUZI, Soraya. *et al.* HIDES J. Low back pain patients demonstrate increased hip extensor muscle activity during standardized submaximal rotation efforts. **Spine**, v. 31, n. 26, p. 999-1005, 2006.

POITRAS, Stéphane *et al.* An interdisciplinary clinical practice model for the management of low-back pain in primary care: the CLIP project. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v.9, p. 54-68, 2008.

POPA, Traian, *et al.* Adaptive changes in postural strategy selection in chronic low back pain. **Experimental Brain Research**, v. 177, n. 3, p. 411-418, 2007.

RADEBOLD, Andrea, *et al.* Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. **Spine**, v. 26, n. 7, p. 724-730, 2001.

RAYMAKERS, J.A.; SAMSON, M.M., VERHAAR, H.J. The assessment of body sway and the choice of the stability parameters. **Gait & Posture**, v. 21, n. 1, p. 48-58, 2005.

ROSSI, A, *et al.* Interactions between nociceptive and non-nociceptive afferent projections to cerebral cortex in humans. **Neuroscience Letters**, v. 248, n. 3, p.155-158, 1998.

ROTHWELL, John. **Control of human voluntary movement**. 2th ed. London: Chapman & Hall, 1994.

ROUGIER, Patrice. Visual feedback induces opposite effects on elementary center of gravity and centre of pressure minus center of gravity motions in undisturbed upright stance. **Clinical Biomechanics**, v. 18, n. 4, p. 341-349, 2003.

RUHE, Alexander; FEJER, René; WALKER, Bruce. Center of pressure excursion as a measure of balance performance in patients with nonspecific low back pain compared to healthy controls: a systematic review of the literature. **European Spine Journal**, v. 20, n. 3, p. 358-368, 2011a.

RUHE, Alexander; FEJER, René; WALKER, Bruce. Is there a relationship between pain intensity and postural sway in patients with non-specific low back pain? **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 12, n. 1, p. 162-170, 2011b.

RUHE, Alexander; FEJER, René; WALKER, Bruce. Altered postural sway in patients suffering from non-specific neck pain and whiplash associated disorder—a systematic review of the literature. **Chiropractic & Manual Therapies**, v. 19, n.13, 2011c.

RUHE, Alexander; FEJER, René; WALKER, Bruce. On the relationship between pain intensity and postural sway in patients with non-specific neck pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, v. 26, n. 4, p.401-409, 2013.

RUHE, Alexander; FEJER, René; WALKER, Bruce. The test–retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions – A systematic review of the literature. **Gait & Posture**, v. 32, n. 4, p. 436-445, 2010.

SALAVATI, Mahyar, *et al.* Effect of dual tasking on postural control in subjects with nonspecific low back pain. **Spine**, v. 34, n. 13, p. 1415-1421, 2009.

SALAVATI, Mahyar, *et al.* Test–retest reliability of center of pressure measures of postural stability during quiet standing in a group with musculoskeletal disorders consisting of low back pain, anterior cruciate ligament injury and functional ankle instability. **Gait & Posture**, v. 29, n. 3, p. 460-464, 2009.

SALVETTI, Marina de Goes, *et al.* Incapacidade relacionada à dor lombar crônica: Prevalência e fatores associados. **Revista da Escola de Enfermagem da USP**, v. 46 (Esp), p. 16-23, 2012.

SANTOS, Brenda, *et al.* Reliability of center of pressure summary measures of postural steadiness in healthy young adults. **Gait & Posture**, v. 27, n. 3, p. 408-415, 2008.

SCHENK, Peter, *et al.* The role of back muscle endurance, maximum force, balance and trunk rotation control regarding lifting capacity. **European Journal of Applied Physiology**, v. 96, n. 2, p. 146-156, 2006.

SCHNEIDER, S. *et al.* Workplace stress, lifestyle and social factors as correlates of back pain: a representative study of the German working population. **International Archives of Occupation and Environmental Health**, v. 78, n. 4, p. 253-269, 2005.

SIBLEY, K.M., *et al.* Effects of postural anxiety on the soleus H-reflex. **Human Movement Science**, v. 26, n. 1, p. 103-112, 2007.

STANTON, Tash, *et al.* A modified Delphi approach to standardize low back pain recurrence terminology. **European Spine Journal**, v. 20, n. 5, p. 744-752, 2011.

SUNG, Paul; YOON, Bum; LEE, Dongchul. Lumbar spine stability for subjects with and without low back pain during one-leg standing test. **Spine**, v. 35, n. 16, p. 753-760, 2010.

TAANILA, Henri, *et al.* Predictors of low back pain in physically active conscripts with special emphasis on muscular fitness. **Spine**, v. 12, n. 9, p. 337-348, 2012.

THOMAS, P.D., WHITNEY, R.J. Postural movements during normal standing in man. **Journal of Anatomy**, v. 93, p. 534-39, 1959.

TING, Lena. Dimensional reduction in sensorimotor systems: a framework for understanding muscle coordination of posture. **Progress in Brain Research**, v. 165, p. 299-321, 2007.

TOSTESON, A.N.A., *et al.* Comparative effectiveness evidence from the spine patient outcomes research trial: surgical versus nonoperative care for spinal stenosis, degenerative spondylolisthesis, and intervertebral disc herniation. **Spine**, v. 36, n. 24, p. 2061-2068, 2011.

TRESCH, M.C. A balanced view of motor control. **Nature Neuroscience**, v. 10, n. 10, 1127-1128, 2007.

VAN DEN HEUVEL, Maarten, *et al.* Delayed visual feedback reveals distinct time scales in balance control. **Neuroscience Letters**, v. 452, n. 1, p. 37- 41, 2009.

VAN DER WINDT, Danielle; DUNN, Kate. Low back pain research – Future directions. **Best Practice & Research Clinical Rheumatology**, v. 27, n. 5, p. 699-708, 2013.

VAN EMMEREKI, Richard, VAN WEGEN, Erwin. On the functional aspects of variability in postural control. **Exercise and Sport Science Reviews**, v.30, n. 4, p. 177-183, 2002.

VISSER, Jasper, *et al.* The clinical utility of posturography. **Clinical Neurophysiology**, v. 119, n. 11, p. 2424 -2436, 2008.

VLAEYEN Johannes; LINTON, Steven. Fear avoidance and its consequences in chronic musculoskeletal pain: a state of the art. **Pain**, v. 85, n. 3, p. 317-332, 2000.

VUILLERM, Nicolas; NAFATI, Gilel. How attentional focus on body sway affects postural control during quiet standing. **Psychological Research**, v. 71, n. 2, p. 192-200, 2007.

WINTER, D.A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait & Posture**, v.3, n. 4, p.193-214, 1995.

WOBY Steve, *et al.* The relation between cognitive factors and level of pain and disability in chronic low back pain patients presenting for physiotherapy. **European Journal of Pain**, v. 11, n. 8, p. 869-877, 2007.

YAMADA, Kimiko, *et al.* The low back activity confidence scale (LoBACS): preliminary validity and reliability. **Physical Therapy**, v. 91, n. 11, p. 1592-1603, 2011.

YILMAZ, Bilge, *et al.* Relationship between lumbar muscle strength and proprioception after fatigue in men with chronic low back pain. **Turkish Journal of Rheumatology**, v. 25, n. 2, p. 68-71, 2010.

ANEXO A

Cálculo do tamanho da amostra

