UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

VANESSA RUSSELL MIGUEL SANTOS

Avaliação biomecânica dos ajustes posturais em indivíduos com dor lombar

São Paulo
2011

VANESSA RUSSELL MIGUEL SANTOS

AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DOS AJUSTES POSTURAIS EM INDIVÍDUOS COM
DOR LOMBAR

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

Área de concentração: Biodinâmica do Movimento Humano

Orientador: Prof. Dr. Luis Mochizuki

São Paulo

2011

Saraiva , Vanessa Russell Miguel
Avaliação biomecânica dos ajustes posturais em indivíduos com dor lombar/ Vanessa Russell Miguel Saraiva. -- São Paulo : [s.n.], 2011. iv, 62p.

Dissertação (Mestrado) - Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.
Orientador: Prof. Dr. Luis Mochizuki

1. Lombalgia 2. Ajustes posturais 3. Sinergias posturais I. Título.

Nome: Santos, Vanessa Russell Miguel

Título: Avaliação biomecânica dos ajustes posturais em indivíduos com dor lombar

Dissertação apresentada a Escola de
Educação Física e Esporte da Universidade
de São Paulo para Obtenção do título de
Mestre em Educação Física

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedico a minha mãe pela força e presença sempre.

AGRADECIMENTOS

É uma grande satisfação chegar nesta etapa finalizando um trabalho que envolveu tempo, dedicação, desafios e grandes acontecimentos.

Gostaria de agradecer primeiramente aos meus pais e meu irmão por sempre acompanharem meu caminho mesmo de longe e me incentivarem e apoiarem em qualquer situação e humor! Muito obrigada! Eu amo vocês!

Ao Professor Dr. Luis Mochizuki pela oportunidade e confiança depositada em mim. É um grande orgulho ser sua orientanda e poder compartilhar o seu conhecimento e vontade de buscar sempre mais.

À Professora Dra Thais Bojadsen pela ajuda nas coletas, o bom humor e carinho sempre com que me auxiliou neste trabalho.

Ao Professor Dr. Luis Teixeira pelas idéias e sugestões para o trabalho.

Ao Professor Dr. Julio Cerca Serrão pelas aulas “show” e por manter o espírito de grupo, amizade e companheirismo no Laboratório de Biomecânica. Obrigada por me receber tão calorosamente nesta sua “família”!

Ao Professor Dr. Alberto Carlos Amadio. Referência acadêmica e principalmente de ser humano para todos nós!

Aos meus queridos amigos do laboratório de biomecânica. Obrigada pelos momentos de risadas, congressos, coletas, conversas, Mundo Cão, conselhos e almoço do Facultativo (do almoço em si não vou sentir saudades! rsrs).

À minha companheira de mestrado Ana Carolina Menegatti. Obrigada pela ajuda nas coletas, em palavras e em momentos inesquecíveis que só confirmam a grande amiga que você é! Todo sucesso do mundo para você!

Aos meus queridos amigos Jaqueline e Bruno pela dedicação e paciência em me auxiliar e responder todas as dúvidas. Espero poder retribuir tudo que me fizeram!

À todos os amigos e pacientes (em especial Allan Henrique, Sérgio e Noemi) pela paciência e compreensão tantas vezes com o meu mestrado!

Ao CNPq pela bolsa de mestrado. Obrigada por tornar possível a finalização deste trabalho.

To Hamish Reid (great motivation!)

SUMÁRIO

RESUMO.....	VIII
ABSTRACT	IX
LISTA DE FIGURAS	X
LISTA DE TABELAS	XI
LISTA DE SIGLAS	XII
LISTA DE ANEXOS	XIII
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA DO ESTUDO	2
1.2 OBJETIVO GERAL.....	2
1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	2
1.4 HIPÓTESE.....	2
1.5 JUSTIFICATIVA.....	3
1.6 DELIMITAÇÃO DO PROJETO.....	3
2 DEFINIÇÃO OPERACIONAL DE TERMOS E VARIÁVEIS.....	3
3 REVISÃO DE LITERATURA.....	4
3.1 ALTERAÇÕES NO CONTROLE MOTOR E POSTURAL EM DECORRÊNCIA DA DOR LOMBAR.....	5
3.1.1 <i>Equilíbrio</i>	5
3.1.2 <i>Ajustes posturais</i>	6
3.2 SINERGIAS	8
4 MATERIAL E MÉTODO	8
4.1 AMOSTRA	8
4.2 INSTRUMENTOS DE MEDIÇÃO	9
4.2.1 <i>Ficha cadastral</i>	9
4.2.2 <i>Escala Analógica de Dor</i>	10
4.2.3 <i>Índice de incapacidade de Oswestry</i>	10
4.2.4 <i>Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ)</i>	10
4.2.5 <i>Eletromiógrafo</i>	10
4.2.6 <i>Acelerômetro</i>	11
4.2.7 <i>Footswitch</i>	11
4.2.8 <i>Estadiômetro</i>	11
4.2.9 <i>Balança</i>	11

4.3	PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS	11
4.3.1	<i>Tarefas</i>	13
4.3.1.1	Tarefa 1: Flexão dos ombros (FL).....	13
4.3.1.2	Tarefa 2: Sobrecarga Repentina (SO)	14
4.3.1.3	Tarefa 3: Alcance anterior (AL)	14
4.3.1.4	Tarefa 4: Alcance lateral (IL)	15
4.4	VARIÁVEIS E PARÂMETROS ANALISADOS	15
4.5	TRATAMENTO E PROCESSAMENTO DOS DADOS	16
4.6	ANÁLISE ESTATÍSTICA	17
5	RESULTADOS.....	18
5.1	CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA	18
5.2	ATIVAÇÃO MUSCULAR NAS TAREFAS DE ALCANCE ANTERIOR, FLEXÃO DOS OMBROS, ALCANCE LATERAL E SOBRECARGA REPENTINA PARA OS GRUPOS DOR E CONTROLE.	19
6	DISCUSSÃO	23
7	CONCLUSÃO.....	26
8	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	26
	ANEXO I - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	32
	ANEXO II - ESCALA ANALÓGICA VISUAL DE DOR.....	33
	ANEXO III - ÍNDICE DE OSWESTRY	34
	ANEXO IV – QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA (IPAQ).	36
	INTERPRETAÇÃO DOS RESULTADOS:	40
	ANEXO V - FICHA CADASTRAL	41
	ANEXO VI – ROTINA DO MATLAB.....	42

RESUMO

Autor: VANESSA RUSSELL MIGUEL SANTOS

Orientador: PROF.DR. LUIS MOCHIZUKI

AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DOS AJUSTES POSTURAIS EM INDIVÍDUOS COM DOR LOMBAR

Este estudo teve como objetivo caracterizar a capacidade de estabilização da coluna frente a perturbações de equilíbrio em uma população com dor lombar. Estudos revelaram uma pré-ativação dos músculos estabilizadores do tronco de forma a preparar a coluna para a perturbação resultante de momentos reativos associados. Entretanto, esta reação de estabilização postural apresentou-se atrasada ou mesmo ausente em portadores de dor lombar. Apesar de conhecida esta alteração postural nesta população, o padrão de recrutamento muscular, ou seja, suas sinergias em indivíduos com dor lombar ainda são limitados. Este estudo teve como objetivo avaliar o padrão de atividade muscular em indivíduos com dor lombar. Foram realizadas 4 tarefas diferentes capazes de produzir alteração postural em diferentes condições: alcance anterior, alcance lateral, flexão dos ombros e sobrecarga repentina. Foram feitas as coletas dos sinais eletromiográficos dos músculos multífido, reto abdominal, vasto medial, bíceps femoral, tibial anterior, gastrocnêmio medial e deltóide anterior e médio, simultaneamente ao uso do acelerômetro. Os resultados mostraram maior ativação em todas as tarefas de DA e BF no APO. Os Índices R e C sofreram efeito da articulação e do grupo; entretanto, não houve efeito dos ajustes. Os Índices tiveram maior intensidade no grupo DOR e na articulação do joelho. Tanto os valores de RMS quanto inibição recíproca e coativação foram maiores no grupo dor. Este estudo pode concluir que independente da tarefa realizada, a modulação do movimento foi a mesma em todas as fases e em ambos os grupos Dor e Controle. Desta forma, uma melhor investigação sobre a coordenação e sinergia muscular se faz necessária para a melhor compreensão das variáveis do movimento e sua relação com os mecanismos de lesão da coluna lombar.

Palavras-chave: lombalgia, ajustes posturais, sinergias posturais

ABSTRACT

Author: VANESSA RUSSELL MIGUEL SANTOS

Adviser: PROF.DR. LUIS MOCHIZUKI

BIOMECHANICAL EVALUATION OF POSTURAL ADJUSTMENTS IN INDIVIDUALS WITH LOW BACK PAIN

This study aimed to characterize the ability to stabilize the spine on disturbance of equilibrium in a population with low back pain. Studies had revealed a pre-activation of the stabilizing muscles of the trunk in order to prepare the column for the disturbance resulting from reactive moments associated. However, the postural stabilization is delayed or even absent in patients with low back pain. Despite this known postural change in this population, the pattern of muscle recruitment, ie, their synergies in subjects with low back pain are still limited. This study aimed to evaluate the pattern of muscle activity in individuals with low back pain.. The subjects did four different tasks that can produce postural change under different conditions: prior range, reach, lateral flexion of the shoulders and sudden overload. The electromyographic of muscle multifidus, rectus abdominis, vastus medialis, biceps femoris, tibialis anterior, medial gastrocnemius and anterior and middle deltoid was recorded and so the accelerometer. The results showed greater activation in all tasks of DA and BF in the APO. The indices R and C were affect by the joint and group although there was no effect by the adjustments. The indices R and C were higher in the PAIN group and knee. RMS values, coactivation and reciprocal inhibition were higher in pain. This study had concluded that the modulation of movement was the same at all postural adjustments and in both groups (Pain and Control). Therefore, futures researchers about muscular coordination and synergy is needed to better understand the variables of the movement and its relation to the mechanisms of injury to the lumbar spine.

Keywords: low back pain; postural adjustments; postural synergies.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Fluxograma representando o delineamento experimental deste estudo.....	12
Figura 2 - Representação do movimento focal que será realizado na tarefa 1.....	13
Figura 3 - Representação do movimento focal que será realizado na tarefa 2.....	14
Figura 4 - Representação do movimento focal que será realizado na tarefa 3.....	15
Figura 5 - Representação do movimento focal que será realizado na tarefa 4.....	15
Figura 6 - Fluxograma representando a sequência do processo de tratamento e processamento dos dados deste estudo.....	17

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Resultados dos questionários aplicados de Escala Analógica de dor no momento do teste, Índice de Oswestry e Atividade Física Internacional para os sujeitos do grupo controle e grupo dor.....	18
Tabela 2 - Média e Desvio Padrão do valor RMS do sinal EMG para os músculos deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), reto abdominal (RA), multifidus (ML), vasto medial (VM), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (GM) nos ajustes postural antecipatório (APA), postural compensatório(APC) e postural online (APO) para a tarefa de alcance anterior (AL)	20
Tabela 3 - Média e Desvio Padrão do valor RMS do sinal EMG para os músculos deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), reto abdominal (RA), multifidus (ML), vasto medial (VM), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (GM) nos ajustes postural antecipatório (APA), postural compensatório(APC) e postural online (APO) para a tarefa de flexão dos ombros (FL).....	20
Tabela 4 - Média e Desvio Padrão do valor RMS do sinal EMG para os músculos deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), reto abdominal (RA), multifidus (ML), vasto medial (VM), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (GM) nos ajustes postural antecipatório (APA), postural compensatório(APC) e postural online (APO) para a tarefa de alcance lateral (IL).....	21
Tabela 5 - Média e Desvio Padrão do valor RMS do sinal EMG para os músculos deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), reto abdominal (RA), multifidus (ML), vasto medial (VM), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (GM) nos ajustes postural antecipatório (APA), postural compensatório(APC) e postural online (APO) para a tarefa de sobrecarga repentina (SO).....	21
Tabela 6 - Média e desvio padrão do índice R (%MÁXIMO) e C (%MÁXIMO) ao longo dos ajustes, e grupos para a tarefa de alcance anterior (AL).....	22
Tabela 7 - Média e desvio padrão do índice R (%MÁXIMO) e C (%MÁXIMO) ao longo dos ajustes e grupos para a tarefa de flexão lateral (FL).....	22
Tabela 8 - Média e desvio padrão do índice R (%MÁXIMO) e C (%MÁXIMO) ao longo dos ajustes e grupos para a tarefa de alcance lateral (IL).....	23
Tabela 9 - Média e desvio padrão do índice R (%MÁXIMO) e C (%MÁXIMO) ao longo dos ajustes e grupos para a tarefa de sobrecarga repentina (SO).....	23

LISTA DE SIGLAS

APA – Ajuste Postural antecipatório
APC – Ajuste Postural compensatório
APO – Ajuste Postural *online*
BB - músculo bíceps braquial
BF - músculo bíceps femoral
DA - músculo deltóide anterior
DP - músculo deltóide posterior
EMG – sinal eletromiográfico, eletromiografia
GM - músculo Gastrocnêmio Medial
ML - músculo Multifido Lombar
RA - músculo reto abdominal
RMS – *root mean square*, raiz quadrática média
TA - músculo Tibial Anterior
VM – músculo Vasto Medial

LISTA DE ANEXOS

ANEXO I	- Termo de consentimento livre e esclarecimento.....	45
ANEXO II	- Escala Analógica Visual de Dor.....	46
ANEXO III	- Índice de OswestryTítulo.....	47
ANEXO IV	- Questionário Internacional de Atividade Física.....	49
ANEXO V	- Ficha Cadastral.....	54
ANEXO VI	Rotinas de matlab	55

1 INTRODUÇÃO

A dor lombar é um grande desafio para a saúde. É uma das principais causas de encaminhamento a um serviço médico e é a segunda razão pela qual os pacientes se afastam do trabalho. Entretanto, é possível identificar uma causa específica em somente 15% dos casos (Deyo *et al.*, 1991). Isto ocorre devido a diversos fatores como a inexistência de uma fidedigna correlação entre os achados clínicos e os resultados de exames de imagem; a grande quantidade e ampla rede de nervos na região, tornando difícil determinar com precisão o local de origem da dor e a inexistência de lesões histológicas visíveis nas freqüentes e dolorosas contraturas musculares (CECIN, 1997).

Em busca de maior compreensão da etiologia da dor lombar, diversos estudos (HODGES e RICHARDSON, 1999; PANJABI, 1992, RADEBOLD *et al.*, 2000) analisaram o comportamento dos músculos da região lombar frente a tarefas diárias e a sua relação com a dor. Ao analisar movimentos voluntários capazes de provocar uma perturbação postural, como a tarefa de flexão rápida dos ombros observou-se que músculos profundos do tronco, em especial o transversos do abdômen (HODGES e RICHARDSON, 1999) e multífidos (MOSELEY *et al.*, 2000) são ativados antes do movimento em si em indivíduos sem dor lombar. Esta pré-ativação denomina-se ajuste postural antecipatório (APA). Após o início do movimento focal, a persistência da perturbação pode requerer reações posturais para minimizá-la. Fenômeno denominado ajuste postural compensatório (APC). A coordenação desses ajustes leva a geração de sinergias musculares para a estabilização do tronco.

A estabilidade da coluna é provida pelos elementos da coluna vertebral como ossos, músculos, discos e ligamentos. Destaca-se a contribuição funcional dos músculos do tronco na estabilização da coluna lombar na presença de dor (HODGES e RICHARDSON, 1999; O'SULLIVAN *et al.*, 1997; RADEBOLD *et al.*, 2000; VAN DIEËN *et al.*, 2003). Após uma perturbação postural foram observados atrasos (RADEBOLD *et al.*, 2001; BOUCHE *et al.*, 2006; HODGES e RICHARDSON, 1999) ou ausência (HODGES, 2001) de ativação prévia dos músculos estabilizadores do tronco em pessoas com dor lombar. O controle da postura ereta e a estabilidade intersegmentar são essenciais para a realização de atividades da vida diária, esportiva e na prevenção de lesões. Para realizar qualquer movimento voluntário são necessários ajustes posturais para reduzir e compensar os efeitos da perturbação da postura (HODGES e RICHARDSON, 1997; MASSION *et al.*, 1999).

PANJABI (1992) acredita que a mudança no padrão de recrutamento dos músculos do tronco representa uma adaptação a instabilidade da coluna e resultante de uma disfunção de tecidos conectivos, ossos ou dos discos intervertebrais. Em contrapartida, CHOLEWICKI

et al. (2005) consideram que esse padrão de ativação muscular alterado é um fator de risco para os problemas lombares. ERVILHA *et al.* (2005) também acreditam que a alteração da coordenação muscular do movimento e a estratégia de controle adaptada à dor para a manutenção da tarefa podem determinar uma má distribuição de carga entre os músculos que atravessam a articulação. Consequentemente, estas respostas podem gerar traumas em músculos, nervos, discos intervertebrais e ligamentos da coluna durante atividades, em especial de sustentação de carga.

As informações sobre a ativação muscular e sobre o controle postural em pessoas com dor lombar durante a execução de tarefas que provocam instabilidade postural são importantes para a melhor compreensão da etiologia e evolução da dor lombar, pois enquanto o diagnóstico permanecer inconclusivo, as ferramentas de intervenção, tratamento e reabilitação desta síndrome serão limitadas. O estudo dos padrões de ativação muscular em situação de perturbação postural é um importante passo para se estabelecer novos conceitos de tratamento, e prescrição de atividades e exercícios físicos de forma segura.

1.1 Definição do problema do estudo

A questão de pesquisa deste estudo é: Qual é o padrão dos ajustes posturais em pessoas com dor lombar?

1.2 Objetivo geral

O objetivo geral desta dissertação de mestrado é avaliar o padrão de ativação muscular de pessoas com dor lombar em tarefas que provocam perturbação postural.

1.3 Objetivos específicos

Os objetivos específicos desta dissertação de mestrado são: 1) analisar as características clínicas (dor, incapacidade, nível de atividade física) de pessoas com dor lombar; e 2) analisar o padrão de ativação dos ajustes posturais de pessoas com dor lombar em diferentes tarefas.

1.4 Hipótese

A hipótese inicial desta dissertação de mestrado é:

- A intensidade da ativação muscular dos estabilizadores do tronco aumenta com o grau de comprometimento estrutural, nível de dor e incapacidade funcional.

1.5 JUSTIFICATIVA

Alguns tratamentos são mais eficazes se aplicados em determinada fase da dor (MAHER, 2004). Desta forma, analisar de forma as estratégias de controle motor utilizadas por indivíduos com dor lombar pode ser um caminho para se compreender a evolução do acometimento assim como o papel da dor e da estabilização do tronco na proteção e prevenção das estruturas da coluna lombar.

Frente à ausência de estudos da relação entre sinergias posturais e a dor lombar e o destaque para o papel muscular na estabilização do tronco este estudo visa uma melhor caracterização do processo de estabilização neuromuscular da coluna desta população para contribuir para determinar os fatores de risco de lesão estrutural. Este conhecimento poderá proporcionar comparações mais criteriosas entre os estudos científicos e consequentemente a elaboração de abordagens terapêuticas mais eficazes e prescrição de exercícios físicos mais seguros para a coluna.

1.6 Delimitação do projeto

A lombalgia pode ser causada por diversos fatores como comprometimento de músculos, tendões, nervos, discos, além de fraturas, tumores, infecções, entre outros (DEYO e WEINSTEIN, 2001). Devido à dificuldade de diagnóstico preciso da dor lombar foram coletados dados do sujeito quanto ao histórico da dor lombar, tempo de acometimento, resultados de exames anteriormente realizados e fatores de risco. Estas informações foram coletadas na Ficha Cadastral (Anexo V) e utilizadas para melhor caracterização dos sujeitos. Os sinais de origem orgânica como fraturas, câncer, infecções e síndrome da cauda equina (BIGOS *et al.*, 1994) foram descartados. O efeito do fator psicológico na dor não fez parte deste estudo já que envolve conhecimento e capacitação em outra área de atuação.

2 DEFINIÇÃO OPERACIONAL DE TERMOS E VARIÁVEIS

Neste capítulo são apresentadas as definições operacionais de termos e variáveis que foram utilizadas neste estudo.

Alteração discal: alteração que provoca diferentes tipos de comprometimento do disco intervertebral, ou seja, extrusos, protusos ou abaulados. Sua classificação é determinada por meio do exame de ressonância magnética (RM) visto que a sensibilidade e especificidade da RM no diagnóstico das hérnias discais são elevadas, comparando-se com a mielografia e a tomografia computadorizada (MINGUETI *et al.*, 1999).

Controle postural: controle do arranjo dos segmentos corporais, baseado em informações sensoriais de diferentes fontes, usando informações do sistema visual, vestibular e somatossensorial (MOCHIZUKI, 2001). Este conjunto de informações sensoriais cria um quadro de referências para que o sistema nervoso escolha a estratégia para o equilíbrio.

Dor lombar aguda: é dor sentida todo dia ou quase todos os dias com duração de no máximo três meses (CAREY *et al.*, 1996). Sua medida será feita através de questionamento direto do sujeito quanto à duração da dor (Ficha Cadastral, Anexo V).

Dor lombar crônica: é a dor sentida todo dia ou quase todos os dias por mais de três meses (CAREY *et al.*, 1996). Sua medida será feita através de questionamento direto do sujeito quanto a duração da dor (Ficha Cadastral, Anexo V).

Dor: é um sinal de alerta que ajuda a proteger o corpo de danos nos tecidos (SOCIEDADE BRASILEIRA NO ESTUDO DA DOR, 2007). Operacionalmente, será verificado através da Escala Analógica de Dor (Anexo II) e classificada em escala de 0 a 10, onde 0 representa a menor dor referida e 10 a maior dor já experimentada.

Lombalgia: De acordo com a Sociedade Brasileira de Reumatologia (2000), a lombalgia é definida como “todas as condições de dor, com ou sem rigidez, localizadas na região inferior do dorso, em uma área situada entre o último arco costal e a prega glútea”. Sua presença é constatada por meio da resposta do sujeito quanto a localização da dor (Ficha Cadastral, Anexo V).

3 REVISÃO DE LITERATURA

De acordo com a Sociedade Brasileira de Reumatologia (2000), a lombalgia é definida como “todas as condições de dor, com ou sem rigidez, localizadas na região inferior do dorso, em uma área situada entre o último arco costal e a prega glútea”. Nessa definição há referência somente a localização da dor e não a sua causa. Infelizmente, para 85% dos casos de dor lombar, não é possível confirmar com precisão uma causa específica através de exames físicos e testes diagnósticos (REFSHAUGE, 2006).

A associação entre os sinais e sintomas é insuficiente visto que a dor lombar é uma síndrome complexa, seu diagnóstico é amplo e multifatorial. Dentre os fatores de risco da dor lombar podemos citar: a obesidade, gravidez, fumo, fraqueza dos músculos do tronco, corrida e posição sentada em cadeiras inadequadas (EHRlich, 2003). Ao contrário da etiologia não específica da maioria das causas mecânicas, as causas não mecânicas podem ser diagnosticadas com precisão. Sintomas de doenças orgânicas como fraturas, infecções, câncer e síndrome da cauda equina representam somente 15% dos casos de dor lombar aguda

(HOOGEN *et al.*, 1998). Se sinais e sintomas característicos destas afecções não estão presentes, a causa da dor lombar é desconhecida (BIGOS *et al.*, 1994). Por esta razão, estes casos são usualmente referidos como dor lombar idiopática ou não específica. Devido à impossibilidade de se classificar a dor lombar não específica, frequentemente se refere a este acometimento de acordo com a sua duração: dor lombar aguda (duração menor que 3 meses) e dor lombar crônica (duração maior que três meses).

Apesar de apresentar-se como uma classificação simples, o conhecimento da duração da dor tem importância fundamental no tratamento, pois estudos revelam a efetividade de alguns tratamentos de acordo com as diferentes fases da dor (MAHER, 1999).

3.1 Alterações no controle motor e postural em decorrência da dor lombar

O controle da estabilidade postural envolve um sistema de mecanismos neuromusculares intrinsecamente associados ao alto grau de complexidade (HARRIS, 2002). Para que isto seja possível é necessário que se tenha informação constante sobre as posições relativas dos segmentos do corpo e da magnitude das forças que atuam sobre ele. Sendo assim, três classes de sensores podem ser utilizadas pelo corpo: somatossensorial, visual e vestibular. Estes receptores atuam de forma complexa, integrada e de maneira diferenciada para cada perturbação sobre o corpo humano (ROTHWELL, 1994). Em caso de modificação do input sensorial, seja visual, vestibular ou proprioceptivo, o ser humano necessita redefinir a contribuição respectiva de diferentes informações sensoriais para regular a postura (VUILLERME *et al.*, 2001).

Como o sistema nervoso central (SNC) integra as informações provenientes do sistema sensorial para então enviar impulsos nervosos aos músculos que geram respostas neuromusculares, também denominadas estratégias musculares, praticamente todas as alterações no sistema nervoso e músculo-esquelético podem gerar alterações no sistema de controle do equilíbrio (FREITAS e DUARTE, 2005).

3.1.1 Equilíbrio

De acordo com DUARTE (2000), o equilíbrio pode ser definido como a habilidade de manter e controlar, com o menor gasto energético, a projeção do centro de gravidade do corpo dentro dos limites da base de suporte. Para a realização das atividades de vida diária como andar, correr, alcançar e transportar objetos, o ser humano necessita constantemente de respostas neuromusculares para a manutenção do equilíbrio a cada nova postura. Isto é, necessita da integração entre os sistemas nervoso, sensorial e motor para a manutenção da

projeção do centro de gravidade na base de apoio.

O sistema sensorial fornece informações sobre a posição dos segmentos corporais em relação aos outros e em relação ao ambiente enquanto que o sistema motor é responsável pela ativação de músculos para a realização dos movimentos. O sistema nervoso central é responsável por integrar as informações provenientes do sistema sensorial e então enviar impulsos nervosos aos músculos gerando respostas neuromusculares (LATASH, 1998).

Desta forma, para a manutenção do equilíbrio postural é necessário neutralizar o efeito da gravidade ou qualquer outra perturbação em um processo contínuo e dinâmico evidenciado pelas oscilações corporais, ou seja, pequenos movimentos do corpo já que estas forças só se anulam momentaneamente.

3.1.2 Ajustes posturais

O movimento voluntário dos braços na postura ereta é capaz de desencadear uma perturbação postural. Isto ocorre devido à mudança na geometria do corpo que consequentemente altera a projeção do centro de massa. Esta projeção pode se mover para fora da área de suporte e assim precisar de ajustes. Além disso, durante o movimento dos braços, as forças inerciais criam mudanças no torque em várias articulações do corpo, incluindo as envolvidas no controle postural (LATASH, 1998).

Os ajustes posturais antecipatórios têm como função minimizar as alterações de equilíbrio oriundas da mudança de orientação postural dos segmentos corporais. Através da ativação muscular anterior a perturbação o ser humano tem uma referência para a organização e execução do movimento em termos de velocidade ou força. Um estudo clássico a respeito foi de BELENKIY *et al.* (1967) que mostraram que na flexão anterior dos ombros na posição ereta ocorre uma ativação do músculo bíceps femoral 100 ms antes da atividade motora primária no bíceps braquial (MASSION, 1999).

BENVENUTI *et al.* (1997) e DE WOLF *et al.* (1998) avaliaram os músculos do tronco associados aos movimentos dos membros e mostraram que estes, em especial o transverso do abdômen, geralmente são ativados previamente ao movimento para preparar a coluna para a perturbação. Entretanto esta ativação é atrasada ou ausente em sujeitos com dor lombar crônica (ARUIN e LATASH 1995; HODGES e RICHARDSON 1997).

A interpretação deste comportamento é complexa já que sujeitos com dor lombar podem gerar menos esforço por haver diferenças anatômicas (em geral, atrofia muscular) ou redução da motivação (em geral, evitar a dor). Desta forma, HODGES (2001) procurou analisar duas hipóteses levantadas para explicar esta mudança no ajuste postural antecipatório:

alterações no planejamento da resposta motora ou atraso na transmissão do comando motor descendente no sistema nervoso. Utilizando diferentes níveis de complexidade da tarefa, observou-se um aumento do tempo de reação do músculo transverso do abdômen a medida que aumentava o nível de complexidade enquanto que em sujeitos saudáveis o tempo de reação permaneceu constante. Desta forma, como o tempo de ativação muscular não somente atrasou como variou com a tarefa é evidente a alteração do planejamento motor.

Esta alteração da estratégia postural antecipatória pode ter como consequência uma forma alternativa de proteção da coluna em curto prazo, e consequentemente predispor-la a lesões estruturais a longo prazo. De acordo com BROWN *et al.* (2003), os ajustes posturais antecipatórios são capazes de diminuir a instabilidade da coluna, enquanto que em perturbações inesperadas, ou seja, na qual não há ativação dos ajustes posturais antecipatórios há aumento do risco de lesão em perturbações inesperadas.

Enquanto o ajuste postural antecipatório procura prever e minimizar as perturbações posturais associadas ao movimento planejado, o APC lida com as perturbações do movimento em si, com magnitude de acordo com a eficácia do APA, consistindo de uma resposta reflexa de estabilização após o início e é alimentada por sinais de informações do corpo e do ambiente provenientes dos sistemas vestibular, visual e somatossensorial para que as correções sejam feitas (LATASH, 1998).

Dentre estas reações corretivas pré-programadas podemos citar as estratégias musculares de manutenção da postura ereta: estratégias do tornozelo, quadril e do passo. A estratégia do tornozelo é ativada em perturbações de pequena intensidade enquanto que a do quadril é utilizada em perturbações mais intensas ou nos casos em que a força produzida no tornozelo é insuficiente para restaurar a posição de estabilidade do centro de massa. Por fim, a estratégia do passo é realizada nos casos em que os mecanismos de recuperação do equilíbrio citadas não são eficazes (HORAK e NASHNER, 1986).

Em ocasiões em que o desequilíbrio corporal é causado sem o conhecimento prévio do indivíduo e em que o APA é ineficiente, o sistema nervoso central depende fundamentalmente do APC para a manutenção do equilíbrio. De acordo com BOUISSET (1998) um movimento pode ser dividido em 3 fases: preparação, realização do movimento e efetuação dos Ajustes Posturais. Entretanto, o controle postural está presente em todas as fases, isto é, a postura é a base na qual o movimento é organizado e executado (MASSION, 1998). Assim, apesar de haver um destaque para a primeira e terceira fases há a presença do controle do movimento também durante sua execução (MCKAY E WEIR, 2004). Este controle é denominado ajuste postural *online* (APO).

3.2 Sinergias

Para que uma tarefa motora seja realizada é necessário um movimento corporal, que envolve um conjunto de articulações e músculos que pode ser bastante variável. Isto é, do ponto de vista mecânico, há um número específico de graus de liberdade possível para cada articulação e os músculos, são constituídos por centenas e centenas de Unidades Motoras que são controladas pelo Sistema Nervoso (SN). Assim, como o SN lida com a quantidade excessiva de graus de liberdade para executar um movimento voluntário?

Nicholai Bernstein introduziu a noção de sinergia como uma combinação de sinais de controle muscular para uma determinada proposta. Apesar da divisão de conceituação em sinergia postural e do movimento, cujos objetivos são de garantir a estabilidade e o movimento respectivamente, na prática, por mais que um movimento pareça ser localizado ele envolve a participação de outras articulações. Isto é, em qualquer movimento os músculos posturais atuam como parte inerente do movimento e não somente como um acessório para um programa motor (LATASH, 1998).

Algumas sinergias posturais têm sido amplamente caracterizadas como respostas automáticas ou reações compensatórias, nas quais ativam um conjunto de músculos em resposta a perturbações (NASHNER, 1981). Estas respostas posturais são moduladas de acordo com os parâmetros da tarefa (velocidade e amplitude da perturbação) para que sejam eficientes e adequadas (HORAK e NASHNER 1986).

Alguns estudos mostram que em movimentos dos braços normalmente há ativação dos músculos do tronco anteriormente. Esta resposta serve como preparação da coluna a perturbação e é planejada pelo sistema nervoso (MASSION, 1992). Entretanto, em casos de dor lombar esta resposta pode estar alterada ou ausente (HODGES e RICHARDSON, 1996).

Um importante passo para a identificação das sinergias associadas ao movimento é encontrar suas variáveis independentes ou invariantes. Assim, através da investigação do padrão de ativação da musculatura do tronco frente a perturbação da coluna é possível observar a estratégia usada pelo sistema nervoso central para ativar a coluna.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Amostra

A amostra foi composta por 26 voluntários que foram classificados em grupos:

- Grupo A: 11 sujeitos (28,27±6,64 anos; 1,64±0,04 m; 62,54± 15,13 kg) com queixas de dor lombar.

- Grupo B 15 sujeitos ($27,46 \pm 2,97$ anos; $1,66 \pm 0,10$ m; $61,7 \pm 13,23$ kg) que não apresentam queixas de dor lombar (grupo controle). Os sujeitos não deveriam relatar episódios de dor lombar que necessitasse de atendimento médico ou que tenham provocado alteração nas atividades de vida diária por pelo menos 18 meses antes do teste (HODGES, 2001).

A seleção da amostra foi realizada através da verificação dos requisitos anteriores apresentados na Ficha Cadastral (Anexo V) que excluiu os indivíduos que apresentarem ao menos, uma das condições a seguir:

- Apresentar distúrbios visuais incapacitantes;
- Pacientes portadores de doenças cardíacas que impossibilitem a realização dos procedimentos do estudo;
- Indivíduos com queixas ou distúrbios musculoesqueléticos que impeçam a manutenção da posição ortostática pelo tempo determinado pelo estudo.
- Portadores de alterações vestibulares como vertigens, tonturas e doença do labirinto.
- Indivíduos que apresentavam lesões ou realizaram cirurgias ortopédicas ou neurológicas nos últimos dois anos.
- Indivíduos que foram submetidos à cirurgia na coluna lombar.
- Indivíduos com doença articular ou neuromuscular.
- Indivíduos com deformidades posturais.
- Indivíduos com Diabetes.
- Indivíduos que tenham realizado treinamento muscular nos últimos 3 meses antes do teste.

Todos os sujeitos assinaram um termo de consentimento (Anexo I), no qual foram informados sobre os objetivos do projeto, procedimentos adotados, riscos, possibilidade de abandono, assistência em caso de trauma, responsabilidades e sigilo. Além disso, responderam aos questionários de Escala Analógica de Dor (Anexo II), Índice de Oswestry (Anexo III) e Questionário de Atividade física Internacional (IPAQ) (Anexo IV). Este projeto foi aprovado pela Comissão de Ética da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

4.2 Instrumentos de medição

Para a realização deste estudo foram utilizados os equipamentos descritos a seguir.

4.2.1 Ficha cadastral

Na ficha cadastral estão informações sobre a identificação dos sujeitos, registro das

variáveis de estudo, como idade, gênero, dados antropométricos, presença e localização da dor e fatores de risco para a coluna lombar de acordo com FRYMOYER (1983), REFSHAUGE e MAHER (2006).

4.2.2 Escala Analógica de Dor

A Escala Analógica de Dor é uma escala proposta pela Sociedade Brasileira do Estudo da Dor para mensurar a severidade da dor, com valores crescentes de 0 a 10, onde zero é ausência de dor e 10 a maior dor experimentada (Anexo II).

4.2.3 Índice de incapacidade de Oswestry

O índice de Oswestry é baseado em um questionário que indica a incapacidade em consequência de alteração discal, sendo composto por questões que abordam o sintoma álgico no repouso e no movimento e repercussão da patologia nas atividades da vida diária, classificado através de escores como demonstrado na tabela abaixo (Anexo III). O índice de incapacidade de Oswestry permite determinar a intensidade da dor e a incapacidade funcional nos pacientes nas últimas 6 semanas antes do teste.

4.2.4 Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ)

O IPAQ é composto de questões relacionadas ao tempo que o indivíduo utiliza para realizar atividade física em uma última semana e aborda atividades no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das atividades em casa ou no jardim (Anexo IV).

4.2.5 Eletromiógrafo

A aquisição do sinal eletromiográfico (EMG) foi realizada por intermédio do equipamento EMG System. A faixa de entrada do conversor A/D será programada em $\pm 5V$. Os filtros serão programados em uma banda de 20 a 500Hz. Foram utilizados eletrodos ativos de superfície AE1010 (Lynx tecnologia eletrônica Ltda) pré-amplificados com ganho de 20 vezes. A frequência de amostragem foi de 1 kHz e ganho de 1000. Os músculos selecionados para avaliação da atividade eletromiográfica serão: músculos multífido, vasto medial, reto abdominal, bíceps femoral, tibial anterior, gastrocnêmio medial e deltóide anterior e posterior.

4.2.6 Acelerômetro

Para determinar o início do movimento foi utilizado um acelerômetro da marca EMG System. Este acelerômetro é um sistema que mede a aceleração em três eixos: ântero-posterior (x), latero-lateral (y), vertical (z). O sistema contém um sensor em forma de mola, com superfície revestida de material polissiliconado, construído sobre uma superfície de silicone. Este sensor estabelece uma resistência contra as forças de aceleração. A deflexão desta estrutura é medida através de um capacitor diferencial. As ondas geradas por esta deflexão são proporcionais à aceleração.

Os dados obtidos durante a coleta foram utilizados como referencial para o início do movimento estando em conexão com os outros instrumentos e a um mesmo sistema de aquisição de dados e conversor A/D do sistema de eletromiografia.

4.2.7 Footswitch

Para determinar o final do movimento nas tarefas de alcance anterior e lateral foi utilizado um footswitch da marca EMG System. Este instrumento é sensível a pressão e ficou em conexão com os outros instrumentos e a um mesmo sistema de aquisição de dados e conversor A/D do sistema de eletromiografia.

4.2.8 Estadiômetro

Para a determinação da estatura foi utilizado um estadiômetro com escala de medida de 1 mm. Os valores obtidos foram anotados na Ficha Cadastral (Anexo V) e utilizados para o cálculo do Índice de Massa Corporal (IMC).

4.2.9 Balança

A massa corporal foi verificada com uma balança digital da marca Terrallion. Os valores obtidos foram anotados (Ficha Cadastral, Anexo V) para o cálculo de IMC.

4.3 Procedimentos experimentais

O fluxograma da Figura 1 ilustra as etapas do procedimento experimental do estudo.

Figura 1 - Fluxograma representando o delineamento experimental deste estudo.

- a) Os sujeitos foram informados acerca dos procedimentos a serem adotados, após o qual assinaram o Termo de Consentimento seguindo as normas aprovadas pelo Comitê de Ética e Pesquisa da EEFPE USP.
- b) Anamnese: foi aplicada a Ficha Cadastral para obter os dados gerais do sujeito. Então, através de questionamento direto e individual, em ambiente silencioso foram coletados os dados para o Índice de Oswestry, Índice Analógico de Dor e Questionário de Atividade Física Internacional (IPAQ).
- c) Avaliação Antropométrica: o sujeito foi submetido à verificação de massa e estatura pelo mesmo pesquisador para evitar desvios de medidas. Na avaliação da estatura, o sujeito foi orientado a posicionar-se de costas para a escala de estadiômetro, descalço, com os braços ao longo do corpo, pés unidos, procurando manter as regiões posteriores em contato com o aparelho. A medida foi verificada quando os sujeitos estavam em apnéia inspiratória. Os procedimentos antropométricos seguiram as sugestões de PETROSKI (1999).
- d) Avaliação do controle postural: Para a avaliação do controle postural foram feitas as coletas simultâneas dos sinais eletromiográficos (EMG), acelerômetro e footswitch nas tarefas de alcance. Inicialmente, para o posicionamento dos eletrodos do EMG foi feita uma assepsia da região dos músculos que foram avaliados (músculos vasto medial, reto abdominal, bíceps femoral, tibial anterior, gastrocnêmio lateral, deltóide anterior, deltóide posterior e multífidus). Este processo consistiu na retirada dos pêlos da região, raspagem com lixa água para retirar a oleosidade da pele e limpeza com álcool. A partir de então

foram posicionados os eletrodos de superfície nos músculos que foram analisados. O posicionamento dos eletrodos foi de acordo com as recomendações européias para eletromiografia de superfície (SENIAM) (HERMES e FRERIKS, 2000) de modo que ficaram posicionados entre o ponto muscular e o tendão distal do músculo a ser avaliado. Os eletrodos terras, do tipo bipolar, foram posicionados sobre a clavícula ou a patela.

- e) Sequência das tarefas: a sequência da tarefa foi randomizada para cada sujeito.
- f) Posicionamento e Instrução da Tarefa: os sujeitos foram instruídos quanto a tarefa que seria realizada. Foi feita uma marcação para que a coleta fosse feita sempre no mesmo local.
- g) Pós teste: Após a realização dos testes, os dados coletados foram processados e tratados estatisticamente e então foram obtidos os resultados do estudo, podendo ser visualizados através de tabelas.

4.3.1 Tarefas

Foram realizadas 4 tarefas, correspondentes a atividades comuns da vida diária e desafiadoras a estabilização da coluna, que serão descritas a seguir.

4.3.1.1 Tarefa 1: Flexão dos ombros (FL)

Esta é uma tarefa comum de diversos estudos relacionados ao ajuste postural e representa uma perturbação no sentido ântero posterior realizada de forma voluntária e previsível. Os sujeitos foram instruídos a permanecerem na posição ortostática. Os braços partiam de uma posição paralela ao tronco com cotovelos estendidos e segurando uma massa de 1 kg em cada uma das mãos. Os sujeitos foram instruídos a realizar flexão dos ombros o mais rápido possível, mantendo a posição dos braços paralelos ao solo por 2 segundos e a posição dos braços paralelos ao corpo por 3 segundos até completar 12 repetições.

Figura 2 - Representação do movimento focal que será realizado na tarefa 1.

4.3.1.2 Tarefa 2: Sobrecarga Repentina (SO)

A tarefa de sobrecarga repentina representa atividades de vida diária em que ocorre uma perturbação postural de forma involuntária e previsível (Dolan, 2000). Os sujeitos foram instruídos a permanecerem na mesma posição descrita na Tarefa 1. Os braços partiram de uma posição paralela ao solo com cotovelos estendidos e segurando uma bandeja de plástico com apoio da região lateral do objeto. Um indivíduo se posicionava na frente do sujeito e soltava uma carga de 0,250 g de uma altura de 1 m da bandeja. O sujeito foi instruído a manter a posição inicial após a liberação da sobrecarga. Foram realizadas 12 repetições.

Figura 3 - Representação do movimento focal que será realizado na tarefa 2.

4.3.1.3 Tarefa 3: Alcance anterior (AL)

A realização desta tarefa neste estudo deve-se ao fato que o movimento freqüente de inclinação anterior da coluna é caracterizado como um fator de risco importante para a dor lombar (EHRlich, 2003). Foram aplicadas duas tarefas de alcance: anterior e lateral (descrita em seguida). Além disso, estes movimentos representam desafios para a estabilização da coluna e são comumente citados como fatores de risco (HEIDE, 2003). Os sujeitos foram instruídos a permanecerem na posição ortostática com os pés juntos. Uma marcação no chão foi feita para garantir que o posicionamento dos pés permanecesse igual de uma tentativa para outra. Os joelhos deveriam estar totalmente estendidos e os braços deveriam partir de uma posição paralela ao tronco com cotovelos estendidos. O sujeito foi orientado a tocar o mais rápido possível o footswitch posicionado a frente. A distância do alvo foi medida através da medida do alcance anterior máximo realizado pelo sujeito sem retirar o calcanhar em contato com o solo.

Figura 4 - Representação do movimento focal que será realizado na tarefa 3.

4.3.1.4 Tarefa 4: Alcance lateral (IL)

Os sujeitos foram instruídos a permanecerem na posição ortostática com os pés juntos. Uma marcação no chão foi feita para garantir que o posicionamento dos pés permanecesse igual de uma tentativa para outra. Os joelhos deveriam estar totalmente estendidos e o braço deveria partir de uma posição paralela ao tronco com cotovelos estendidos. O sujeito foi orientado a tocar o mais rápido possível o footswitch posicionado lateralmente. A distância do alvo foi medida através da medida do alcance lateral máximo realizado pelo sujeito sem retirar o calcanhar em contato com o solo.

Figura 5 - Representação do movimento focal que será realizado na tarefa 4.

4.4 Variáveis e parâmetros analisados

As variáveis analisadas foram as séries temporais da atividade EMG dos músculos selecionados e as séries temporais das acelerações medidas pelo acelerômetro. Os tempos de início $t_{inicial}$ e final t_{final} dos movimentos foram indicados pela aceleração do braço, obtida pelo acelerômetro e nas tarefas de alcance o t_{final} foi obtido através do footswitch. A partir da EMG

de cada músculo foi calculado o valor *Root Mean Square* (RMS) para servir como parâmetro da amplitude do sinal nas janelas de APA, APO e APC. A série temporal do EMG também foi recortada nos três Ajustes Posturais para análise posterior. As janelas temporais para o cálculo destes parâmetros foram $[t_{\text{inicial}}-250, t_{\text{inicial}}]$ ms, para a fase de APA; $[t_{\text{inicial}}+250, t_{\text{final}}]$ ms para a fase de APO; e $[t_{\text{final}}, t_{\text{final}}+250]$ ms para a fase de APC. Além da determinação do RMS, os índices R e C dos pares musculares de articulação envolvida na tarefa serão calculados segundo as seguintes equações 1 e 2 para indicar os parâmetros de inibição recíproca e coativação, respectivamente.

$$R_{\text{articulação}} = |RMS_{\text{agonista}} - RMS_{\text{antagonista}}| \quad \text{Equação 1}$$

$$C_{\text{articulação}} = |RMS_{\text{agonista}} + RMS_{\text{antagonista}}| \quad \text{Equação 2}$$

Todos esses parâmetros a seguir foram calculados no APA, APO e APC. Para separar esses parâmetros, nos utilizamos da proposta de WINTER (2005) sobre os níveis de organização da integração neuro-músculo-ósteo-articular para a execução de movimentos.

Indicadores dos mecanismos básicos de regulação neuromuscular:

1. Intensidade do EMG – valor RMS normalizado pelo valor correspondente a 95% do valor máximo do RMS medido na repetição;
2. Índice R – módulo da diferença entre a intensidade do EMG agonista e antagonista de uma referida articulação;
3. Índice C – soma da intensidade do EMG agonista e antagonista de uma articulação;

4.5 Tratamento e processamento dos dados

O primeiro passo foi separar as séries temporais de cada EMG nos períodos de APA, APO e APC em cada repetição da tarefa sendo que os limites temporais foram determinados pelo acelerômetro juntamente com o footswitch nas tarefas de alcance. O início do movimento T_0 indicou as janelas temporais nas séries de EMG: $[t_{\text{inicial}}-250, t_{\text{inicial}}]$ ms para a fase de APA; $[t_{\text{inicial}}+250, t_{\text{final}}]$ ms para a fase de APO e $[t_{\text{final}}, t_{\text{final}}+250]$ ms para a fase de APC. Para cada trecho do EMG, foi calculado o valor RMS do EMG não retificado, que é o indicador da variabilidade do sinal; e foi calculado o valor médio do sinal integrado do EMG, iEMG, que é o indicador da intensidade do sinal.

A frequência de amostragem será de 1 kHz e a filtragem dos sinais EMG brutos tiveram a média removida, em seguida foram retificados e filtrados com um filtro passa-baixa

Butterworth de 4ª ordem de 200 Hz. O sinal de posição angular foi filtrado com filtro passa-baixa *Butterworth* de 4ª ordem de 20 Hz. A sequência e análise dos sinais coletados pode ser observada no fluxograma a seguir (Figura 3):

Figura 6 - Fluxograma representando a sequência do processo de tratamento e processamento dos dados deste estudo.

4.6 Análise Estatística

Para analisar os parâmetros do EMG (valor RMS e Índices R e C) dos diferentes músculos foram utilizadas estatísticas descritiva (média e desvio-padrão) e inferencial. Testes para verificar a distribuição normal dos dados, homogeneidade da variância, e independência

dos dados foram aplicados para escolher os testes paramétricos ou não-paramétricos. Os fatores de análise estatística foram: EMG - grupo (grupo A, grupo B), músculos (músculos vasto medial, bíceps femoral, tibial anterior, gastrocnêmio medial, deltóide anterior, deltóide posterior, multífidus e reto abdominal), ajuste (APA, APO e APC) e tarefas (flexão dos ombros, FL; alcance anterior, AL; alcance lateral, IL; sobrecarga repentina, SO). Para identificar as diferenças entre os níveis dos fatores foi utilizado o teste Post Hoc Tukey HSD, ou teste análogo para a estatística não-paramétrica. Para os fatores com mais de 2 níveis foi utilizada a correção do Bonferroni.

Todo o processamento de sinais brutos, determinação dos parâmetros e aplicação dos métodos de análise de séries temporais foram feitos por meio de rotinas elaborados no MatLab 6.5 (Anexo VI). As análises de variância foram realizadas por meio do SigmaStat.

5 RESULTADOS

5.1 Caracterização da amostra

Foram analisados os dados de 26 sujeitos no total, sendo 11 sujeitos do sexo feminino com dor lombar ($28,27 \pm 6,64$ anos, estatura $1,64 \pm 0,04$ m, massa $62,54 \pm 15,13$) e 15 sujeitos ($28,27 \pm 6,64$ anos, estatura $1,64 \pm 0,04$ m, massa $62,54 \pm 15,13$) do grupo controle, sendo 13 do sexo feminino e dois do sexo masculino.

Para melhor caracterização do sujeito, dor e nível de atividade foram aplicados respectivamente Ficha Cadastral, Índice de Oswestry, Escala Analógica de Dor e Questionário de atividade física internacional (IPAQ), que pode ser visto na tabela a seguir (Tabela 1).

Tabela 1 - Resultados dos questionários aplicados de Escala Analógica de dor no momento do teste, Índice de Oswestry e Atividade Física Internacional para os sujeitos do grupo controle e grupo dor.

DOR								CONTROLE					
SUJEITO	GÊNERO	IDADE	ESTATURA(m)	MASSA(kg)	OSWESTRY	NÍVEL DOR	IPAQ	SUJEITO	GÊNERO	IDADE	ESTATURA(m)	MASSA(kg)	IPAQ
AL	F	28	1,6	62	mínimo	moderada	moderada	BO	M	24	1,9	92	moderada
EV	F	20	1,6	54	mínimo	moderada	moderada	CA	F	24	1,6	54	moderada
GA	F	20	1,6	54	moderado	moderada	baixo	CL	F	31	1,7	65	moderada
KA	F	29	1,6	54	mínimo	moderada	moderada	FE	F	26	1,6	56	moderada
LC	F	33	1,6	94	mínimo	leve	moderada	FP	F	27	1,6	58	moderada
MI	F	25	1,6	53	moderado	leve	moderada	LU	F	29	1,5	50	moderada
NA	F	28	1,5	48	moderado	intensa	moderada	MA	F	25	1,6	65	moderada
NT	F	22	1,7	72	mínimo	moderada	baixo	MO	F	34	1,6	61	baixo
OL	F	38	1,6	51	moderado	moderada	moderada	MT	F	27	1,5	42,5	baixo
RB	F	28	1,7	86	mínimo	moderada	moderada	NO	F	30	1,7	60	moderada
RO	F	40	1,67	60	mínimo	moderada	moderada	OH	F	30	1,6	63	moderada
								PU	M	27	1,7	90	moderada
								VA	F	25	1,7	54	moderada
								VI	F	24	1,7	57	moderada
								VM	F	29	1,5	58	moderada
MD		28,2	1,6	62,5						27,4	1,6	63,07	
DP		6,6	0,04	15,1						2,9	0,1	12,5	

O resultado do questionário de Oswestry caracterizou o grupo Dor com sete sujeitos com incapacidade mínima, ou seja, com problemas de coluna que não limitam as atividades de vida diária de modo significativo. Os outros oito sujeitos foram classificados com nível de dor moderada.

Em relação a intensidade de dor relatada antes do início dos testes, oito sujeitos relataram dor moderada e somente dois dor leve.

Para avaliar o nível de atividade física de todos os sujeitos, o questionário IPAQ definiu 22 sujeitos com nível moderado, sendo 13 do grupo controle e 9 do grupo dor. Apenas 2 sujeitos de cada grupo foram classificados como baixo nível de atividade física.

O teste pos hoc Tukey HSD mostrou que não houve diferença significativa ($p > 0,05$) entre os grupos Controle e Dor, a idade ($p = 0,68$), estatura ($p = 0,50$) e massa ($p = 0,88$).

5.2 Ativação muscular nas tarefas de alcance anterior, flexão dos ombros, alcance lateral e sobrecarga repentina para os grupos Dor e Controle.

Todos os dados relativos a ativação muscular não passaram nos testes de normalidade e variância. O nível de significância considerado foi 0,05. Na tarefa AL, a ANOVA mostrou que a atividade de todos os músculos sofreu efeito da dor ($F(1, 28968) = 1629,3$; $p < 0,001$), ajuste ($F(2, 28968) = 65,8$; $p < 0,001$) e músculos ($F(7, 28968) = 231,3$; $p < 0,001$). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade da atividade de todos os músculos foi maior no grupo Dor e no APO. O músculo que apresentou maior atividade foi o BF, exceto quando comparado com o DA, apresentou mesmo nível de ativação (Tabela 2).

Na tarefa FL, a ANOVA mostrou que a atividade de todos os músculos sofreu efeito da dor ($F(1, 28969) = 1633,4$; $p < 0,001$), ajustes ($F(2, 28969) = 65,2$; $p < 0,001$) e músculos ($F(7, 28969) = 65,2$; $p < 0,001$) (Tabela 3). O teste pos hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade da atividade muscular foi maior no grupo DOR, no APO e no músculo BF, exceto quando comparado com DA, que apresenta atividade semelhante.

Na tarefa IL, a ANOVA mostrou que a atividade de todos os músculos sofreu efeito da dor ($F(1, 28969) = 1629,6$; $p < 0,001$), ajustes ($F(2, 28969) = 64,8$; $p < 0,001$) e músculo ($F(7, 28969) = 231,1$; $p < 0,001$) (Tabela 4). O teste pos hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade da atividade muscular foi maior no grupo DOR, no APO e no músculo BF, exceto quando comparado com DA, que apresenta atividade semelhante.

Tabela 2 - Média e Desvio Padrão do valor RMS do sinal EMG para os músculos deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), reto abdominal (RA), multifidus (ML), vasto medial (VM), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (GM) nos ajustes postural antecipatório (APA), postural compensatório(APC) e postural online (APO) para a tarefa de alcance anterior (AL)

	APA		APC		APO	
	CONTROLE	DOR	CONTROLE	DOR	CONTROLE	DOR
BF	20,6 ±13,7	459,0 ±1114,2	49,4 ±28,2	485,3 ±1098,8	34,9 ±16,2	494,97 ±1111,5
DA	45,71 ±34,7	103,0 ±107,6	126,4 ±105,8	170,1 ±106,5	274,0 ±147,9	324,6 ±73,9
DP	20,99 ±8,0	79,8 ±95,6	48,1 ±40,8	100,7 ±86,0	144,0 ±69,5	210,3 ±128,8
GM	33,58 ±20,9	156,7 ±134,2	73,8 ±31,8	183,2 ±128,1	60,3 ±28,7	193,8 ±115,6
ML	16,5 ±13,9	117,1 ±109,8	52,3 ±45,0	139,5 ±88,1	109,0 ±177,8	134,7 ±88,3
RA	10,7 ±7,9	94,6 ±95,3	10,9 ±9,0	98,1 ±99,9	15,1 ±8,7	98,8 ±96,1
TA	65,9 ±43,0	193,9 ±112,1	36,9 ±25,9	169,7 ±141,7	49,6 ±28,9	217,4 ±172,3
VM	26,0 ±20,8	130,6 ±110,9	27,1 ±19,2	136,4 ±112,3	83,8 ±102,3	148,8 ±126,5

Tabela 3 - Média e Desvio Padrão do valor RMS do sinal EMG para os músculos deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), reto abdominal (RA), multifidus (ML), vasto medial (VM), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (GM) nos ajustes postural antecipatório (APA), postural compensatório(APC) e postural online (APO) para a tarefa de flexão dos ombros (FL)

	APA		APC		APO	
	CONTROL	DOR	CONTROL	DOR	CONTROL	DOR
BF	38,4 ±27,7	457,0 ±1044,4	39,2 ±27,8	472,8 ±1051,3	37,5 ±21,9	473,3 ±1048,9
D	143,8 ±106,9	155,5 ±109,9	356,4 ±203,0	444,8 ±174,0	452,1 ±203,7	533,8 ±170,9
DP	47,0 ±34,3	82,5 ±69,7	168,7 ±108,4	149,3 ±92,0	206,6 ±114,9	183,0 ±78,4
G	33,1 ±20,0	139,4 ±117,2	37,2 ±21,5	144,3 ±115,8	36,8 ±19,3	143,0 ±115,0
ML	84,4 ±115,5	120,9 ±105,6	51,8 ±128,3	129,8 ±102,1	66,8 ±128,7	134,7 ±96,7
R	11,6 ±9,3	89,4 ±84,1	12,3 ±8,94	90,2 ±83,5	15,7 ±10,0	95,4 ±77,5
TA	28,5 ±27,0	154,9 ±183,9	27,6 ±27,2	254,3 ±394,9	28,2 ±26,8	209,0 ±257,4
VM	48,2 ±202,2	115,32±107,7	34,6 ±51,8	119,4 ±106,2	91,6 ±253,3	118,1 ±105,1

Tabela 4 - Média e Desvio Padrão do valor RMS do sinal EMG para os músculos deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), reto abdominal (RA), multifidus (ML), vasto medial (VM), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (GM) nos ajustes postural antecipatório (APA), postural compensatório (APC) e postural online (APO) para a tarefa de alcance lateral (IL)

	APA		APC		APO	
	CONTROL	DOR	CONTROL	DOR	CONTROL	DOR
BF	25,4 ±108,9	334,1 ±833,7	21,9 ±95,8	94,5 ±834,1	41,7 ±103,3	344,4 ±828,5
D	61,6 ±54,7	127,4 ±135,0	41,7 ±64,5	123,2 ±115,0	213,8 ±101,2	236,7 ±119,2
DP	65,6 ±58,6	97,6 ±77,4	57,3 ±38,8	97,6 ±77,4	193,0 ±92,4	214,4 ±109,0
G	28,5 ±19,6	127,2 ±118,8	24,0 ±22,2	146,5 ±117,7	35,5 ±21,5	145,7 ±112,8
ML	15,5 ±14,0	102,6 ±102,5	17,9 ±23,4	141,6 ±96,1	34,6 ±59,0	108,9 ±94,2
R	11,9 ±8,7	87,3 ±87,2	10,6 ±70,1	86,5 ±88,3	14,7 ±10,5	88,3 ±86,9
TA	34,7 ±26,2	133,2 ±98,3	44,8 ±406,6	291,1 ±579,6	44,6 ±42,7	198,1 ±211,7
VM	17,9 ±14,0	109,2 ±101,0	23,2 ±26,0	116,6 ±101,4	30,9 ±23,5	116,3 ±99,8

Na tarefa SO, A ANOVA mostrou que a atividade de todos os músculos sofreu efeito da dor ($F(1,28969)=1639,9$; $p<0,001$), ajustes ($F(2,28969)=64,2$; $p<0,001$) e músculo ($F(7,28969)=232,8$; $p<0,001$). O teste pos hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade da atividade muscular foi maior no grupo DOR, no APO e no músculo BF, exceto quando comparado com DA, que apresenta atividade semelhante (Tabela 5).

Tabela 5 - Média e Desvio Padrão do valor RMS do sinal EMG para os músculos deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), reto abdominal (RA), multifidus (ML), vasto medial (VM), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (GM) nos ajustes postural antecipatório (APA), postural compensatório (APC) e postural online (APO) para a tarefa de sobrecarga repentina (SO).

	APA		APC		APO	
	CONTROL	DOR	CONTROL	DOR	CONTROL	DOR
BF	27,7 ±16,5	480,7 ±111,2	26,6 ±16,0	479,5 ±1206,9	28,5 ±15,8	483,7 ±1212,1
D	179,3 ±97,5	268,9 ±107,6	183,0 ±89,6	247,8 ±101,8	221,2 ±107,9	284,1 ±118,0
DP	53,2 ±32,3	107,1 ±95,6	53,4 ±31,5	103,5 ±80,2	77,7 ±57,0	118,3 ±77,0
G	30,0 ±13,0	153,8 ±134,2	31,2 ±13,8	155,0 ±141,6	33,3 ±13,6	155,9 ±141,3
ML	24,7 ±13,2	123,9 ±109,8	24,9 ±13,6	122,7 ±109,0	27,2 ±14,8	123,9 ±107,8
R	10,7 ±7,6	99,5 ±95,3	10,4 ±7,4	99,1 ±102,6	27,2 ±14,8	99,1 ±102,7
TA	27,2 ±24,2	137,4 ±112,1	25,3 ±22,7	13,4 ±121,9	26,3 ±23,0	137,1 ±12,6
VM	17,1 ±12,7	125,8 ±110,9	16,1 ±12,0	125,1 ±121,1	16,5 ±12,1	125,5 ±121,4

Na tarefa AL, a ANOVA mostrou efeito do grupo ($F(1, 2700)=355,0$, $p<0,001$) e da articulação ($F(2, 2700)=40,5$, $p<0,001$) na intensidade do Índice C. O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade do Índice C foi no grupo DOR e na articulação do joelho ($p<0,001$). Para a intensidade do índice R, a ANOVA mostrou efeito do grupo ($F(1, 2700)=64,5$, $p<0,001$) e articulação ($F(2, 2700)=40,9$, $p<0,001$). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade de R foi maior no grupo DOR e no joelho ($p<0,001$) (Tabela 6).

Tabela 6 - Média e desvio padrão do índice R (%MÁXIMO) e C (%MÁXIMO) ao longo dos ajustes, e grupos para a tarefa de alcance anterior (AL).

	DOR			CONTROLE		
	APA	APC	APO	APA	APC	APO
TRONCO	211,7 $\pm$ 39,2	237,6 $\pm$ 39,2	233,5 $\pm$ 39,2	27,3 $\pm$ 34,3	63,2 $\pm$ 34,3	124,1 $\pm$ 34,3
JOELHO	589,7 $\pm$ 39,2	621,83 $\pm$ 39,2	643,8 $\pm$ 39,2	46,7 $\pm$ 34,3	76,6 $\pm$ 34,3	68,9 $\pm$ 34,3
TORNOZELO	350,6 $\pm$ 39,2	353,0 $\pm$ 39,2	411,3 $\pm$ 39,2	99,5 $\pm$ 34,3	85,8 $\pm$ 34,3	110,0 $\pm$ 34,3

Na tarefa FL, a ANOVA mostrou efeito do grupo ($F(1, 2574)=334,2$, $p<0,001$) e da articulação ($F(2, 2574)=46,7$, $p<0,001$) na intensidade do Índice C. O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade do Índice C foi no grupo DOR e na articulação do joelho ($p<0,001$). Para a intensidade do índice R, a ANOVA mostrou efeito do grupo ($F(1, 2574)=66,4$, $p<0,001$) e da articulação ($F(2, 2574)=42,9$, $p<0,001$). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade de R foi maior no grupo DOR e no joelho ($p<0,001$) (Tabela 7).

Tabela 7 - Média e desvio padrão do índice R (%MÁXIMO) e C (%MÁXIMO) ao longo dos ajustes e grupos para a tarefa de flexão lateral (FL).

	DOR			CONTROLE		
	APA	APC	APO	APA	APC	APO
TRONCO	210,3 $\pm$ 39,0	220,1 $\pm$ 39,0	230,1 $\pm$ 39,0	54,7 $\pm$ 32,5	64,1 $\pm$ 32,5	82,5 $\pm$ 32,5
JOELHO	572,3 $\pm$ 39,0	592,2 $\pm$ 39,0	591,1 $\pm$ 39,0	86,6 $\pm$ 32,5	73,8 $\pm$ 32,5	122,6 $\pm$ 32,5
TORNOZELO	394,4 $\pm$ 39,0	398,6 $\pm$ 39,0	352,6 $\pm$ 39,0	61,6 $\pm$ 32,5	64,9 $\pm$ 32,5	65,1 $\pm$ 32,5

Na tarefa IL, a ANOVA mostrou efeito do grupo ($F(1, 2781)=377,9$, $p<0,001$) e da articulação ($F(2, 2781)=35,1$, $p<0,001$) na intensidade do Índice C. O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade do Índice C foi no grupo DOR e na articulação do joelho ($p<0,001$). Para a intensidade do índice R, a ANOVA também mostrou efeito do grupo ($F(1, 2781)=73,1$, $p<0,001$) e da articulação ($F(2, 2781)=29,3$, $p<0,001$). O teste post hoc Tukey

HSD mostrou que a intensidade do índice R foi maior no grupo DOR e no joelho ($p<0,001$) (Tabela 8).

Tabela 8 - Média e desvio padrão do índice R (%MÁXIMO) e C (%MÁXIMO) ao longo dos ajustes e grupos para a tarefa de alcance lateral (IL).

	DOR			CONTROLE		
	APA	APC	APO	APA	APC	APO
TRONCO	189,9 $\pm$ 31,6	187,7 $\pm$ 31,6	197,3 $\pm$ 31,6	27,4 $\pm$ 28,3	33,5 $\pm$ 28,3	49,3 $\pm$ 28,3
JOELHO	443,4 $\pm$ 31,6	458,6 $\pm$ 31,6	460,7 $\pm$ 31,6	43,4 $\pm$ 28,3	64,9 $\pm$ 28,3	72,6 $\pm$ 28,3
TORNOZELO	260,8 $\pm$ 31,6	437,6 $\pm$ 31,6	343,9 $\pm$ 31,6	63,2 $\pm$ 28,3	66,8 $\pm$ 28,3	80,1 $\pm$ 28,3

Na tarefa SO, a ANOVA mostrou efeito do grupo ($F(1, 2754)=319,1$, $p<0,001$) e da articulação ($F(2, 2754)=41,7$, $p<0,001$) na intensidade do Índice C. O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade do Índice C foi no grupo DOR e na articulação do joelho ($p<0,001$). Para a intensidade do índice R, a ANOVA também mostrou efeito do grupo ($F(1, 2754)=319,7$, $p<0,001$) e da articulação ($F(2, 2754)=41,7$, $p<0,001$). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade do índice R foi maior no grupo DOR e no joelho ($p<0,001$) (Tabela 9).

Tabela 9 - Média e desvio padrão do índice R (%MÁXIMO) e C (%MÁXIMO) ao longo dos ajustes e grupos para a tarefa de sobrecarga repentina (SO).

	DOR			CONTROLE		
	APA	APC	APO	APA	APC	APO
TRONCO	223,5 $\pm$ 41,7	221,9 $\pm$ 41,7	223,0 $\pm$ 41,7	35,5 $\pm$ 35,7	35,3 $\pm$ 35,7	38,8 $\pm$ 35,7
JOELHO	606,5 $\pm$ 41,7	604,6 $\pm$ 41,7	609,3 $\pm$ 41,7	44,9 $\pm$ 35,7	42,8 $\pm$ 35,7	45,1 $\pm$ 35,7
TORNOZELO	291,2 $\pm$ 41,7	291,4 $\pm$ 41,7	293,0 $\pm$ 41,7	57,2 $\pm$ 35,7	56,6 $\pm$ 35,7	59,7 $\pm$ 35,7

6 DISCUSSÃO

A questão principal de pesquisa deste estudo foi: Qual é o padrão dos ajustes posturais em pessoas com dor lombar? Em busca da melhor compreensão da etiologia da dor lombar, a literatura vem destacando o papel da ativação muscular, em especial do tronco, na estabilização da coluna. Com o objetivo de responder a tal questão este estudo analisou as características clínicas (dor, incapacidade, nível de atividade física) de pessoas com dor lombar e a relação com o padrão de ativação dos ajustes posturais de pessoas com dor lombar em diferentes tarefas.

O questionário de Oswestry, que determina o nível de incapacidade devido à dor, foi mínimo para ambos os grupos, o que significa que as atividades de vida diária são pouco influenciadas pela dor lombar. Para o grupo Dor, a Escala Analógica aplicada apresentou nível moderado para oito dos 12 sujeitos. A sensação de dor foi considerada momentos antes do início da realização dos testes e os sujeitos sem nenhum relato de dor foram excluídos do estudo. Nenhum dos participantes mostrou nível elevado de dor relatada. Tal resultado pode atenuar as diferenças do comportamento do controle postural entre os grupos analisados.

Para melhor caracterização do nível de sedentarismo dos participantes foi aplicado o Índice de Atividade Física (IPAQ) que mostrou resultado moderado para a maioria dos participantes, isto é, os participantes apresentam o mínimo total de atividade física de pelo menos 600 MET minutos/semana.

As tarefas selecionadas para este estudo foram funcionais, desafiadoras para a estabilidade postural e capazes de causar perturbações posturais em diferentes direções e condições: alcance anterior (movimento de inclinação anterior do tronco), alcance lateral (movimento lateral do tronco resultando em perturbação latero-lateral), flexão dos ombros (movimento resultando em perturbação na direção ântero-posterior) e sobrecarga repentina (descarga de peso por um indivíduo capaz de causar uma perturbação involuntária). Grupos com e sem dor realizaram as tarefas a fim de se analisar o efeito da dor na atividade e sinergia muscular em cada condição.

Para todas as tarefas, a análise estatística dos resultados mostrou que o RMS sofreu efeito dos fatores Dor, Ajuste e Tarefa. A intensidade da atividade de todos os músculos foi maior no grupo Dor e no APO. O músculo que apresentou maior atividade foi o BF, exceto quando comparado com o DA, apresentou mesmo nível de ativação. Apesar de serem movimentos e condições diferentes todas as tarefas apresentaram mesmo comportamento em relação à atividade muscular. Tais resultados sugerem que a atividade postural dos músculos avaliados é robusta o suficiente para comportar-se de forma semelhante mesmo quando o movimento focal é diferente.

A principal diferença entre os movimentos focais das tarefas analisadas se dá pelo plano da instabilidade ou pela principal articulação envolvida na execução do movimento focal. Enquanto que três tarefas têm o movimento focal e a perturbação provocada pelo próprio participante, a tarefa na qual uma massa é solta sobre as mãos tem a perturbação desencadeada pelo outro. Comparando essas tarefas, podemos perceber que ter uma perturbação autoiniciada ou provocada externamente pode provocar o mesmo tipo de comportamento em pessoas com dor lombar.

As estratégias de ativação muscular utilizadas pelos sujeitos com dor também podem ser entendidas por meio da análise dos padrões de ação dos pares de músculos agonista e antagonista. Em um par de músculos agonista/antagonista existem duas alternativas para o padrão de ativação: atividade simultânea ou enquanto um músculo entra em atividade o outro está em repouso, isto é, em co-ativação ou inibição recíproca. Os índices R e C representam a coativação e a inibição recíproca de um par de músculos agonista/antagonista que movimentam uma articulação. A coativação serve para aumentar a estabilidade de uma articulação; sendo assim aumenta a rigidez do tronco a um custo de sobrecarga na coluna. Por outro lado, a inibição recíproca otimiza a ação do músculo e evita a sobrecarga da dor nos tecidos, em contrapartida, diminui a estabilidade do tronco (Gardner-Morse e Stokes, 1998).

No presente estudo, os Índices R e C sofreram efeito da articulação e do grupo. Não houve efeito dos ajustes, isto é, a modulação da atividade muscular entre os pares de músculos durante a execução da tarefa foi a mesma em todas as fases do movimento: Ajustes posturais antecipatório, online e compensatório.

Além disso, os valores de inibição recíproca e coativação foram de maior intensidade no grupo DOR e na articulação do joelho. Estes resultados mostram que os indivíduos fizeram uso mais intenso da articulação do joelho, visto que tanto os valores de C (soma de RMS dos músculos antagonistas) como de R (diferença de RMS dos músculos antagonistas) foram superiores aos valores de outras articulações.

Estudos prévios avaliaram extensivamente a atividade dos músculos estabilizadores do tronco e relataram diferenças no seu recrutamento muscular em sujeitos com dor lombar (Hodges e Richardson, 1999; O'Sullivan *et al.*, 1997; Radebold *et al.*, 2000; Van Dieen *et al.*, 2003). Os mecanismos que promovem a mudança da função muscular sob condições de dor são pouco conhecidos. De acordo com Mochizuki (2007), a contribuição de diferentes músculos envolvidos em uma determinada tarefa pode ser modificada com a presença de dor.

O presente estudo mostrou maior ativação dos músculos no grupo DOR, entretanto o seu comportamento permaneceu similar em diferentes tarefas. Isto é, independente a variação do movimento os indivíduos fez uso do mesmo padrão de atividade muscular.

Estudos prévios apontam mudanças na função muscular como uma possível causa ou consequência da dor lombar (GARDNER-MORSE e STOKES, 1998; ERVILHA *et al.*, 2005). Se esta hipótese for verdadeira qual seria a relação da dor com as características de um movimento? Os resultados do presente estudo ressaltam a complexidade do entendimento da etiologia da dor lombar e sua característica multicausal.

7 CONCLUSÃO

Ao analisar diferentes tarefas capazes de produzir perturbação postural, este estudo pode concluir que independente da tarefa realizada, a modulação do movimento foi a mesma em todas as fases e em ambos os grupos Dor e Controle. Isto é, ambos os grupos fizeram mais uso da articulação do joelho e maior ativação de DA e BF na fase online do movimento para a realização de movimentos e condições distintas.

Estes resultados mostram, que a perturbação em si, independente da causa, é capaz de produzir reações musculares semelhantes em indivíduos com dor e controle. Por outro lado, os valores de inibição recíproca, coativação e RMS foram maiores na presença de dor. Desta forma, uma melhor investigação sobre a coordenação e sinergia muscular se faz necessária para a melhor compreensão das variáveis do movimento e sua relação com os mecanismos de lesão da coluna lombar. Através do conhecimento das variáveis do movimento e estabilização da coluna que são influenciados pela dor é possível criar técnicas de reabilitação assim como exercícios físicos seguros.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ARUIN, A.S.; LATASH, M.L. The Role Of Motor Action In Anticipatory Postural Adjustments Studied With Self-Induced And Externally Triggered Perturbations. **Experimental Brain Research**, v.106, p.291-300, 1995.
- ARUIN, A.S; FORREST, W.R.; LATASH, M.L. Antecipatory Postural Adjustments in conditions of postural instability. **Electroencephalography and clinical Neurophysiology**, v.109 ,p.350 – 359, 1998.
- BELENKIY E.; GURFINKEL, V.S.; PALTSEV, Ye.I. Elements Of Control Of Voluntary Movements. **Biofizika**, v.12, n.1, p.135-41, 1967.
- BENVENUTI F, STANHOPE SJ, THOMAS SL, PANZER VP, HALLETT M. F Flexibility of anticipatory postural adjustments revealed by self paced and reaction-time arm movements. **Brain Research**.v.761, p.59-70,1997.
- DE WOLF S, SLIJPER H, LATASH ML. Anticipatory postural adjustments during self-paced and reaction-time movements. **Exp Brain Res**.v.127, p.7-19,1998.

- BIGOS, S., BOWYER, O., BRAEN, G. *ET AL.* Acute low back problems in adults. Clinical practice guideline. **Agency for Health Care Policy and Research**, Public Health Services, U.S. Department of Health and Human Services, n.14,1994.
- BOUCHE, K.; VEERLE S. ;CAMBIER, D.; CAEMAERT, J.; DANNEELS, L. Comparison of postural control in unilateral stance between healthy controls and lumbar discectomy patients with and without pain. **European Spine Journal**. v.15, p.423-432, 2006.
- BOUISSET, S. Voluntary Movement As Perturbation To Balance: Posturo-Kinetic Capacity In The Able-Bodied And The Disable. **Revista Brasileira De Fisioterapia**, v.3, p.24, 1998.
- BOUISSET, S.; RICHARDSON, J; ZATTARA, M. Are amplitude and duration of anticipatory postural adjustments identically scaled to focal movement parameters in humans? **Neuroscience Letters** .v.278, p.153-156, 2000.
- BROWN, S.H.M., HAUMANN, M.L.; POTVIN, J.R. The responses of leg and trunk muscles to sudden unloading of the hands: implications for balance and spine stability. **Clinical Biomechanics**. v.18, p.812–820, 2003.
- CAREY, T. S. ; EVANS, A. T. ; HADLER, N. M. ; LIBERMAN, G. KALSBECK, W. D., JACKMAN, A. M; FRYER, J. ; MCNUTT, R. A. Acute severe low back pain: a population-based study of prevalence and care seeking. **Spine**, v. 2, n. 3, p. 339-344, 1996.
- DUARTE, M Análise estabilográfica da postura ereta quasi-estática. 2000. Tese (Livre Docência em Educação Física) - Escola de Educação Física e Esporte, São Paulo, 2000.
- CHOLEWICKI *et al.*; Delayed Trunk Muscle Reflex Responses Increase the Risk of Low Back Injuries. **Spine**, v. 30 , p 2614-2620, 2005.
- DEYO, R. A.; D. CHERRIN, D.; CONRAD; VOLINN, E. Cost, controversy, crisis: low back pain and the health of the public. **Annu. Rev. Public Health**, v.12, p.141-156, 1991.
- DEYO, R. A., WEINSTEIN, J.N. Low back pain. **New England Journal Medicine**, v. 344, p.363-370, 2001.
- EHRLICH, G.E. Back Pain. **The Journal of Rheumatology**, v.30, 2003.

- ERVILHA UF, FARINA D, ARENDT-NIELSEN L, ARENDT-NIELSEN T. Experimental muscle pain changes motor control strategies in dynamic contractions. **Experimental Brain Research**.v.164, p.215-24, 2005.
- FREITAS,M.S.F.S; DUARTE, M. Métodos de análise do controle postural.Disponível na internet: lob.incubadora.fapesp.br.2005
- FRYMOYER J.M.;POPE M.H.;CLMENTES J.H.;WILDER D.G.;MACPHERSON B.;ASHIKAGA T. Risk factors in low-back pain. An epidemiological survey Journal **Bone Joint Surgical Am**. v. 65,p.213-218, 1983.
- HERMES,H.J.;FRERIKS,B.Development of recommendations for EMG sensors and sensor placement procedures.**Journal of Electromyographic Kinesiological**. v.10, p.361-74, 2000.
- HODGES, P. W. Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. **Experimental Brain Research** , v. 41, p.261–266, 2001.
- HODGES, P. W.; RICHARDSON, C.A. Altered Trunk Muscle recruitment in people with low back pain with uper limb movement at differents speeds. **Archs Physical Medicine Rehabilitation**, v.80, p.1005-12, 1999.
- HODGES, P.; RICHARDSON, C. Inefficient Muscular Stabilization of the Lumbar Spine Associated With Low Back Pain: A Motor Control Evaluation of Transversus Abdominis. **Spine** ,v.21, p. 2640-2650, 1996
- HODGES, P. W.; RICHARDSON, C.A. Relationship between limb movement speed and associated contraction of the trunk muscles. **Ergonomics** , v.40, p.1220-30, 1997
- W.; RICHARDSON, C.A. Altered Trunk Muscle recruitment in people with low back pain with uper limb movement at differents speeds.**Archs Physical Medicine Rehabilitation**, v.80, p.1005-12, 1999.
- HODGES, P. Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. **Exp Brain Res**. v.141, p.261–266 , 2001.
- HOOGEN *et al*. On the course of low back pain in general practice: a one year follow up study. **Ann Rheumathism Disorders** , v.57, p.13-19, 1998.

- HORAK, F.B.;NASHNER,L.M.Central programming of postural movements:adaptation to altered support-surface configurations.**J Neurophysiological**.v55, n.6, p.1369-1381,1986.
- LATASH, M.L., Neurophysiological basis of movement. **Human Kinetics**, p. 163-171, 1998.
- MAHER C.; LATIMER J.; REFSHAUGE K. Prescription of activity for low back pain:what works? **Aust J Physiother**. v.45, p.121–32,1999.
- MAHER, Effective physical treatment for chronic low back pain. **Orthopedic Clinical N Am**, v.35 , p. 57 – 64, 2004.
- MASSION, J. Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. **Program Neurobiol** , v.38, p.35–56, 1992.
- MASSION, J;IOFFE, M;SCHMITZ, C; VIALLET, F; GANTCHEVA, R.Acquisition of anticipatory postural adjustments in a bimanual load-lifting task: normal and pathological aspects. **Experimental Brain Research** , v.128, p.229–235, 1999.
- MASSION, J. Postural Control Systems in Developmental Perspective. **Neuroscience And Behavioral Reviews**, v.22, n.4, p.465-72, 1998.
- MCKAY, S.M.; WEIR, P.L. The use of online control: a developmental perspective. **Development Neuropsychological**. v.25, n.3, p.299-320, 2004.
- MINGUETTI, G., FRANCO, J. H. A., LUDWIG, V. B. Avaliação das hérnias discais lombares pela ressonância magnética. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 34, N. 4, p.243-250, 1999.
- MOCHIZUKI, L. **Análise biomecânica da postura humana: estudos sobre o controle do equilíbrio**. 200f. Tese (Doutorado em Educação Física) -Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.
- MOSELEY,G.L.;HODGES,P.;GANDEVIA, S.C. Deep and Superficial Fibers of the Lumbar Multifidus Muscle Are Differentially Active During Voluntary Arm Movements. **Spine**, v. 27, n. 2, p.E29–E36, 2000.
- MOSELEY G M; NICHOLAS M. K.; HODGES P.Does anticipation of back pain predispose

to back trouble? **Brain**. v.127,p. 2339–2347, 2004.

NASHNER, L.M. Analysis Of Stance Posture In Humans. **Handbook Of Behavioral Neurobiology, Motor Coordination**. New York, Plenum, cap.5, p.521-61,1981.

O'SULLIVAN, P B.; PHYTY, D; TWOMWY, L; ALLISON, G. Evaluation of Specific Stabilizing Exercise in the Treatment of Chronic Low Back Pain With Radiologic Diagnosis of Spondylolysis or Spondylolisthesis. **Spine**, v.22, n.24 , p.2959-2967, 1997.

PANJABI, M.M. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. **Journal of Spinal Disorders**, n.5.p.390–396, 1992.

PETROSKI,E.L.Antropometria:técnicas e padronizações.Porto Alegre:Palotti,1999.

RADEBOLD, A., CHOLEWICKI, J., POLZHOFFER G. K., GREEN, H. S. 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.

RADEBOLD, A; CHOLEWICKI, J; PANJABI, M M.; PATEL,T C. Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. **Spine**, v.25, p.947-954, 2000.

REFSHAUGE K M; MAHER C G. Low back pain investigations and prognosis: a review. **Br J Sports Med**, v.40, p.494-498, 2006.

ROTHWELL, J.C. Proprioceptors in muscles, joints and skin. Control of Human voluntary movement. Chapman e Hall,p. 86-126,Londres, 1994.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE REUMATOLOGIA. Comitê de coluna vertebral. 1 **Consenso brasileiro sobre lombalgias e lombociatalgias**. São Paulo, 2000. 68p.

SOCIEDADE BRASILEIRA PARA O ESTUDO DA DOR. Disponível em : <http://www.dor.org.br/>. Acesso: 18 de setembro de 2007.

VUILLERME, N.; TEASDALE, N.; NOUGIER. The effect of expertise in gymnastics on proprioceptive sensory integration in human subjects. **Neuroscience Letters** , v.311, p.73–76, 2001.

VAN DIEEN, J. H., CHOLEWICKI, J., *et al.* Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. **Spine**, v.28, p. 834-841, 2003.

WINTER, D.A. Biomechanics and motor control of the human movement. 3 edição. John Wiley & Sons, 2005.

ANEXO I - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Nome:.....RG : Sexo : M ☐ F ☐

1. **TÍTULO DO PROJETO DE PESQUISA:** Avaliação biomecânica dos ajustes posturais em indivíduos com dor lombar
2. **PESQUISADOR RESPONSÁVEL:** Msd. Vanessa Russell Miguel Santos (Mestranda em Biodinâmica do Movimento Humano, Laboratório de Biomecânica (EEFE-USP)) e Professor Dr. Luis Mochizuki (Professor Doutor da Escola de Educação Física e Esporte (EEFE-USP)).
3. Para a realização desta coleta serão aplicados questionários e realizadas medidas antropométricas e coletas de dados de cada uma das 4 tarefas funcionais (alcance anterior, alcance lateral, flexão de ombro e sobrecarga repentina). Será realizada a coleta de dados eletromiográficos dos músculos Deltóide Anterior (DA), Deltóide Posterior (DP), Reto Abdominal (RA), Multífido (ML), Vasto Lateral (VL), Bíceps Femoral (BF), Tibial Anterior (TA) e Gastrocnêmio Lateral (GL). Após a conclusão da coleta de dados o sujeito terá terminada sua participação no estudo. O presente projeto de pesquisa de mestrado tem como objetivo principal determinar aspectos biomecânicos que permitam melhor compreender os ajustes posturais na realização de tarefas com o membro superior.

GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA:

1. acesso, a qualquer tempo, às informações sobre procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, inclusive para dirimir eventuais dúvidas;
2. liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e de deixar de participar do estudo, sem que isto traga prejuízo à continuidade da assistência;
3. salvaguarda da confidencialidade, sigilo e privacidade; e
4. disponibilidade de assistência no HU ou HCFMUSP, por eventuais danos à saúde, decorrentes da pesquisa.

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

São Paulo, ____ de _____ de 20 ____

assinatura do sujeito da pesquisa Msd. Vanessa Russell M. Santos
Laboratório de Biomecânica
(EEFE- USP)

ANEXO II - ESCALA ANALÓGICA VISUAL DE DOR

sem dor

pior dor possível

0:sem dor

1-3:leve

3-6:moderada

6-9:intensa

10:pior dor possível

ANEXO III - ÍNDICE DE OSWESTRY

Pergunta 1 – Intensidade da dor

- ☐ Sem dor no momento.
- ☐ A dor é moderada nesse momento.
- ☐ A dor é moderada nesse momento.
- ☐ A dor é mais ou menos intensa neste momento.
- ☐ A dor é muito forte nesse momento.
- ☐ A dor é a pior imaginável nesse momento.

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

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

Seção 3: Pesos

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

Seção 4: Andar

- ☐ A dor não me impede de andar (qualquer distância).
- ☐ A dor me impede de andar mais que 2 Km.
- ☐ A dor me impede de andar mais que 1 Km.
- ☐ A dor me impede de andar mais que poucos metros.
- ☐ Só posso andar com bengala ou muleta.
- ☐ Fico na cama a maior parte do tempo e tenho que arrastar para o banheiro.

Seção 5: Sentar

- ☐ Posso sentar em qualquer tipo de cadeira pelo tempo que quiser.
- ☐ Posso sentar em minha cadeira favorita pelo tempo que quiser.
- ☐ A dor me impede de sentar por mais de 1 hora.
- ☐ A dor me impede de sentar por mais de 2 horas.
- ☐ A dor me impede de sentar por mais que 10 minutos.
- ☐ A dor me impede de sentar.

Seção 6- De pé

- ☐ Posso ficar de pé pelo tempo que quiser sem dor extra.
- ☐ Posso ficar de pé pelo tempo que quiser, mas sinto um pouco de dor.
- ☐ A dor me impede de ficar de pé por mais de 1 hora.
- ☐ A dor me impede de ficar de pé por mais 2 horas.
- ☐ A dor me impede de ficar de pé por mais de 10 minutos.
- ☐ A dor me impede de ficar de pé.

Seção 7: Sono

- ☐ Meu sono não é perturbado por dor.
- ☐ Algumas vezes meu sono é perturbado por dor.
- ☐ Por causa da dor durmo menos de 6 horas.
- ☐ Por causa da dor durmo menos de 4 horas.
- ☐ Por causa da dor durmo menos de 2 horas.

☐ A dor me impede de dormir.

Seção 8: Vida sexual (se aplicável)

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

Seção 9: vida social

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

Seção 10: Viagens

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

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

Interpretação dos resultados:

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

Interpretação dos resultados no pós-operatório

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

ANEXO IV – QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA (IPAQ).

Você trabalha de forma remunerada: ☐ Sim ☐ Não.

Quantas horas você trabalha por dia: ____ Quantos anos completos você estudou: ____

De forma geral sua saúde está: ☐ Excelente ☐ Muito boa ☐ Boa ☐ Regular ☐ Ruim

Nós estamos interessados em saber que tipos de atividade física as pessoas fazem como parte do seu dia a dia. Este projeto faz parte de um grande estudo que está sendo feito em diferentes países ao redor do mundo. Suas respostas nos ajudarão a entender que tão ativos nós somos em relação à pessoas de outros países. As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física em uma **última semana**. As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são MUITO importantes. Por favor, responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação!

Para responder as questões lembre que:

- Atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar MUITO mais forte que o normal
- Atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar UM POUCO mais forte que o normal

SEÇÃO 1- ATIVIDADE FÍSICA NO TRABALHO

Esta seção inclui as atividades que você faz no seu serviço, que incluem trabalho remunerado ou voluntário, as atividades na escola ou faculdade e outro tipo de trabalho não remunerado fora da sua casa. **NÃO** incluir trabalho não remunerado que você faz na sua casa como tarefas domésticas, cuidar do jardim e da casa ou tomar conta da sua família. Estas serão incluídas na seção 3.

1a. Atualmente você trabalha ou faz trabalho voluntário fora de sua casa?

☐ Sim ☐ Não – Caso você responda não Vá para seção 2: Transporte

As próximas questões são em relação a toda a atividade física que você fez na **última semana** como parte do seu trabalho remunerado ou não remunerado. **NÃO** inclua o transporte para o trabalho. Pense unicamente nas atividades que você faz por **pelo menos 10 minutos contínuos**:

1b. Em quantos dias de uma semana normal você anda, durante **pelo menos 10 minutos contínuos**, como **parte do seu trabalho**? Por favor, **NÃO** inclua o andar como forma de transporte para ir ou voltar do trabalho.

_____ dias por SEMANA ☐ nenhum - Vá para a questão 1d.

1c. Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** caminhando como parte do seu trabalho ?

_____ horas _____ minutos

- 1d.** Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades **moderadas**, por **pelo menos 10 minutos contínuos**, como carregar pesos leves **como parte do seu trabalho?**

_____ dias por SEMANA () nenhum - **Vá para a questão 1f**

- 1e.** Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** fazendo atividades moderadas **como parte do seu trabalho?**

_____ horas _____ minutos

- 1f.** Em quantos dias de uma semana normal você gasta fazendo atividades **vigorosas**, por **pelo menos 10 minutos contínuos**, como trabalho de construção pesada, carregar grandes pesos, trabalhar com enxada, escavar ou subir escadas **como parte do seu trabalho:**

_____ dias por SEMANA () nenhum - **Vá para a questão 2a.**

- 1g.** Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** fazendo atividades físicas vigorosas **como parte do seu trabalho?**

_____ horas _____ minutos

SEÇÃO 2 - ATIVIDADE FÍSICA COMO MEIO DE TRANSPORTE

Estas questões se referem à forma típica como você se desloca de um lugar para outro, incluindo seu trabalho, escola, cinema, lojas e outros.

- 2a.** O quanto você andou na ultima semana de carro, ônibus, metrô ou trem?

_____ dias por SEMANA () nenhum - **Vá para questão 2c**

- 2b.** Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** andando de carro, ônibus, metrô ou trem?

_____ horas _____ minutos

Agora pense **somente** em relação a caminhar ou pedalar para ir de um lugar a outro na ultima semana.

- 2c.** Em quantos dias da ultima semana você andou de bicicleta por **pelo menos 10 minutos contínuos** para ir de um lugar para outro? (**NÃO** inclua o pedalar por lazer ou exercício)

_____ dias por SEMANA () Nenhum - **Vá para a questão 2e.**

- 2d.** Nos dias que você pedala quanto tempo no total você pedala **POR DIA** para ir de um lugar para outro?

_____ horas _____ minutos

SEÇÃO 4- ATIVIDADES FÍSICAS DE RECREAÇÃO, ESPORTE, EXERCÍCIO E DE LAZER.

Esta seção se refere às atividades físicas que você fez na ultima semana unicamente por recreação, esporte, exercício ou lazer. Novamente pense somente nas atividades físicas que faz **por pelo menos 10 minutos contínuos**. Por favor, **NÃO** inclua atividades que você já tenha citado.

4a. Sem contar qualquer caminhada que você tenha citado anteriormente, em quantos dias da última semana você caminhou **por pelo menos 10 minutos contínuos no seu tempo livre**?

_____ dias por **SEMANA**

() Nenhum - **Vá para questão 4c**

4b. Nos dias em que você caminha **no seu tempo livre**, quanto tempo no total você gasta **POR DIA**?

_____ horas _____ minutos

4c. Em quantos dias da ultima semana você fez atividades **moderadas no seu tempo livre** por pelo menos 10 minutos, como pedalar ou nadar a velocidade regular, jogar bola, vôlei , basquete, tênis :

_____ dias por **SEMANA**

() Nenhum - **Vá para questão 4e.**

4d. Nos dias em que você faz estas atividades moderadas **no seu tempo livre** quanto tempo no total você gasta **POR DIA**?

_____ horas _____ minutos

4e. Em quantos dias da ultima semana você fez atividades **vigorosas no seu tempo livre**

por pelo menos 10 minutos, como correr, fazer aeróbicos, nadar rápido, pedalar rápido ou fazer Jogging:

_____ dias por **SEMANA**

() Nenhum - **Vá para seção 5.**

4f. Nos dias em que você faz estas atividades vigorosas **no seu tempo livre** quanto tempo no total você gasta **POR DIA**?

_____ horas _____ minutos

SEÇÃO 5 - TEMPO GASTO SENTADO

Estas últimas questões são sobre o tempo que você permanece sentado todo dia, no trabalho, na escola ou faculdade, em casa e durante seu tempo livre. Isto inclui o tempo sentado estudando, sentado enquanto descansa, fazendo lição de casa visitando um amigo, lendo, sentado ou deitado assistindo TV. Não inclua o tempo gasto sentando durante o transporte em ônibus, trem, metrô ou carro.

5a. Quanto tempo no total você gasta sentado durante um **dia de semana**?

_____ horas _____ minutos

5b. Quanto tempo no total você gasta sentado durante em um **dia de final de semana**?

_____ horas _____ minutos

Valores calculados:

Caminhada MET-minutos/semana = $3.3 \times \text{tempo de caminhada (minutos)} \times \text{dias de caminhada}$

Moderada MET-minutos/semana = $4.0 \times \text{atividade de intensidade moderada activity (minutos)} \times \text{atividade de intensidade moderada (dias)}$

Vigoroso MET-minutos/semana = $8.0 \times \text{atividade de intensidade vigorosa} \times \text{atividade de intensidade vigorosa (dias)}$

Total de atividade física MET-minutos/week = soma da caminhada + atividade moderada + atividade vigorosa
MET minutos/semana.

Interpretação dos resultados:

Categoria 1 Baixo

Este é o mais baixo nível de atividade física. Aqueles indivíduos que não se encontram nos critérios das categorias 2 e 3 são considerados que tem baixo nível de atividade física.

Categoria 2 Moderado

a) 3 ou mais dias de atividade de intensidade vigorosa de pelo menos 20 minutos por dia.

OU

b) 5 ou mais dias de atividade de intensidade moderada e /ou caminhada de pelo menos 30 minutos por dia.

OU

c) 5 ou mais dias de alguma combinação de caminhada, atividade de intensidade moderada ou vigorosa atingindo o mínimo total de atividade física de pelo menos 600 MET minutos/semana.

Indivíduos que se encontram em pelo menos um dos critérios acima podem ser definidos como nível de atividade mínimo e assim classificados como moderados.

Categoria 3 Alta

Os dois critérios para classificação como “alta” são:

a) atividade de intensidade vigorosa em pelo menos 3 dias atingindo um mínimo de atividade física total de pelo menos 1500 MET- minutos/semana.

OU

b) 7 ou mais dias de qualquer combinação de caminhada, atividade de intensidade moderada ou avigorosa atingindo um mínimo de atividade física total de pelo menos 3000 MET minutos/ semana.

ANEXO V - FICHA CADASTRAL

Data da avaliação: ____/____/____

Identificação:

Iniciais: _____ idade: _____ data de nascimento: ____/____/____

Sexo: ☐feminino ☐masculino

Dados antropométricos: Estatura: _____ Massa: _____

Apresenta alteração visual: ☐ sim ☐ não

Qual: grau:

Apresentou alguma crise de doença do labirinto: ☐ sim ☐ não

É Fumante: ☐ sim ☐ ex-fumante ☐ não Se sim: há quanto tempo: _____

Sofreu alguma intervenção cirúrgica: ☐ sim ☐ não

Qual: há quanto tempo: _____

Apresenta fratura, infecção, câncer na coluna lombar: ☐ sim ☐ não

Se sim: Qual: _____

Sofre de síndrome da cauda eqüina: ☐ sim ☐ não

Sente ou já sentiu dor na região lombar: ☐ sim ☐ não

Se sim: Há quanto tempo: ☐ há no máximo 3 meses ☐ há mais de 3 meses.

Sente sintomas nos membros inferiores: ☐ fraqueza ☐ dor ☐ parestesia (dormência)

Necessitou de um ou mais serviços médicos devido a dor lombar? Se sim, qual/quais?

☐médico ortopedista ☐ fisioterapeuta ☐quiropata ☐ outros: _____

Que tipo de tratamento foi realizado para a dor lombar?

☐repouso ☐fisioterapia ☐medicação ☐cirurgia ☐outros: _____

Que/ Quais veículo(s) utiliza regularmente?

☐carro ☐moto ☐caminhão ☐ônibus

ANEXO VI – ROTINA DO MATLAB

```
%this mfile run apa analysis
%luis mochizuki Jan2008
%Bruno Mezencio Nov2010
%=====

clear
close all
clc

%=====
%SELECIONA OS ARQUIVOS
%=====

[filenames, pathname] = uigetfile('*.txt','Selecione o arquivo','MultiSelect', 'on');
filenames=char(filenames);
nfile=size(filenames,1);

%=====
%CRIA AS VARIÁVEIS
%=====

RMS_APA(1,1:8)=0;
iEMG_APA(1,1:8)=0;
RMS_APC(1,1:8)=0;
iEMG_APC(1,1:8)=0;
RMS_APO(1,1:8)=0;
iEMG_APO(1,1:8)=0;

%=====
%CARREGA OS ARQUIVOS
%=====

for i=1:nfile
    dados=load([pathname filenames(i,:)]);
    if size(dados,2) == 13
        tempo=dados(:,1);
        footswitch=dados(:,2);
        acelerometro=dados(:,3:5);
        emg=dados(:,6:13);
    else
        tempo=dados(:,1);
        acelerometro=dados(:,2:4);
        emg=dados(:,5:12);
        footswitch(1:50,1)=0;
    end
    if findstr(filenames(i,:),'.')
        file=lower(filenames(i,1: findstr(filenames(i,:),'.')-1));
    end

    fa=1/(tempo(3)-tempo(2));
    mfa=fa/2;
```



```

%=====
%FILTRA OS DADOS
%=====

[a b]=butter(4,100/mfa);
footswitch=filtfilt(a,b,footswitch);
acelerometro=filtfilt(a,b,acelerometro);

if fa>1000
    [a b]=butter(4,[20/mfa 500/mfa]);
else
    [a b]=butter(4,20/mfa,'high');
end
emg=filtfilt(a,b,emg);
[a b]=butter(4,[59/mfa 61/mfa],'stop');
emg=filtfilt(a,b,emg);

footswitch=detrend(footswitch,'constant');
acelerometro=sqrt(acelerometro(:,1).^2+acelerometro(:,2).^2+acelerometro(:,3).^2);
acelerometro=detrend(acelerometro,'constant');
emg=detrend(emg,'constant');
emg=abs(emg);

%=====
%DETERMINA O INICIO DO MOVIMENTO PELO ACELEROMETRO
%=====

figure(1)
plot(acelerometro);
set(1,'Position',[1 1 1150 790]);
title('Marque o inicio do movimento');
a=round(ginput(1));
if a(1)>555 & a(1)<size(acelerometro,1)-555
    plot(acelerometro);
    axis([a(1)-550 a(1)+550 min(acelerometro(a(1)-550:a(1)+550,1)) max(acelerometro(a(1)-550:a(1)+550,1))]);
    set(1,'Position',[1 1 1150 790]);
    title('Marque o inicio do movimento');
    a=round(ginput(1));
end
if a(1)<251
    a(1)=251;
end
close all
inicio_acel=a(1);

%=====
%DETERMINA O FIM DO MOVIMENTO PELO ACELEROMETRO
%=====

figure(2)

```

```

plot(accelerometro);

set(2,'Position',[1 1 1150 790])

title('Marque o fim do movimento');

a=round(ginput(1));

if a(1)>555 & a(1)<size(accelerometro,1)-555

plot(accelerometro);

axis([a(1)-550 a(1)+550 min(accelerometro(a(1)-550:a(1)+550,1)) max(accelerometro(a(1)-550:a(1)+550,1))])

set(2,'Position',[1 1 1150 790])

title('Marque o fim do movimento');

a=round(ginput(1));

end

close all

fim_acel=a(1);

%=====

%DETERMINA O FIM DO MOVIMENTO PELO FOOTSWITCH

%=====

if footswitch ~= 0

    linhas = size(footswitch,1);

    [a b]=max(footswitch);

    m=mean(footswitch(1:b-200,1));

    s=std(footswitch(1:b-200,1));

    limiar = m+3*s;

    for j = b:1:linhas

        if footswitch(j,1)<limiar

            fim_foot=j;

            break

        end

    end

end

end

%=====

%CALCULA RMS E iEMG

%=====

for j=1:8

    RMS_APA(1,j)=sqrt(mean(emg(inicio_acel-250:inicio_acel,j).^2));

    iEMG_APA(1,j)=trapz(emg(inicio_acel-250:inicio_acel,j));

end

if footswitch ~= 0

    for j=1:8

        RMS_APC(1,j)=sqrt(mean(emg(fim_foot:fim_foot+250,j).^2));

        iEMG_APC(1,j)=trapz(emg(fim_foot:fim_foot+250,j));

        RMS_APO(1,j)=sqrt(mean(emg(inicio_acel:fim_foot,j).^2));

        iEMG_APO(1,j)=trapz(emg(inicio_acel:fim_foot,j));

    end

else

    for j=1:8

        RMS_APC(1,j)=sqrt(mean(emg(fim_acel:fim_acel+250,j).^2));

        iEMG_APC(1,j)=trapz(emg(fim_acel:fim_acel+250,j));

    end

```

```

        RMS_APO(1,j)=sqrt(mean(emg(inicio_acel:fim_acel,j).^2));
        iEMG_APO(1,j)=trapz(emg(inicio_acel:fim_acel,j));
    end
end

%=====
%ORGANIZA OS DADOS EM UMA TABELA
%=====

musculos = {'Musculos' 'Deltoide Anterior (DA)' 'Deltoide Posterior (DP)' 'Reto Abdominal (RA)' 'Multifidus (ML)' ..
'Vasto Medial (VM)' 'Biceps Femoral (BF)' 'Tibial Anterior (TA)' 'Gastro Medial (GM)'};
variaveis = {'RMS_APA';'iEMG_APA';'RMS_APC';'iEMG_APC';'RMS_APO';'iEMG_APO'};
valores = num2cell([RMS_APA;iEMG_APA;RMS_APC;iEMG_APC;RMS_APO;iEMG_APO]);
dados = [variaveis valores];
tabela = [musculos; dados];

%=====
%SALVA OS DADOS EM EXCEL
%=====

xlswrite([pathname file],tabela, 'Plan1', 'A2');
end

```