



FABRÍCIO JOSÉ JASSI

**ANÁLISE DO COMPORTAMENTO ELETROMIOGRÁFICO DOS
MÚSCULOS ESTABILIZADORES PRIMÁRIOS E A RELAÇÃO
COM A CAPACIDADE FÍSICA FUNCIONAL DE INDIVÍDUOS
ASSINTOMÁTICOS**



Presidente Prudente
2010



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
Faculdade de Ciências e Tecnologia
Câmpus de Presidente Prudente

FABRÍCIO JOSÉ JASSI

**ANÁLISE DO COMPORTAMENTO ELETROMIOGRÁFICO DOS
MÚSCULOS ESTABILIZADORES PRIMÁRIOS E A RELAÇÃO
COM A CAPACIDADE FÍSICA FUNCIONAL DE INDIVÍDUOS
ASSINTOMÁTICOS**

Dissertação de mestrado apresentado ao programa de Pós-graduação em Fisioterapia da Universidade Estadual Paulista (UNESP), Campus de Presidente Prudente, Área de Concentração “Avaliação e Intervenção em Fisioterapia”, como requisito para obtenção título de mestre em Fisioterapia.

Orientador: **Prof. Dr. Rúben de Faria Negrão Filho**

Presidente Prudente
2010

Jassi, Fabrício José.
J44a Análise do Comportamento Eletromiográfico dos Músculos
Estabilizadores Primários e a Relação com a Capacidade Física
Funcional de Indivíduos Assintomáticos / Fabrício José Jassi. -
Presidente Prudente: [s.n], 2010
xiv, 134 f.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Ciências e Tecnologia
Orientador: Rúben de Faria Negrão Filho
Banca: Carlos Marcelo Pastre, Amélia Pasqual Marques
Inclui bibliografia

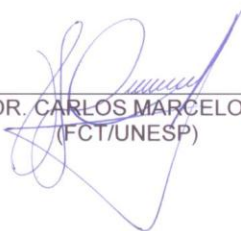
1. Estabilização lombo-pélvica. 2. Testes físicos funcionais. 3.
Pré-ativação muscular. 4. Músculos estabilizadores I. Autor. II.
Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Ciências e Tecnologia.
III. Título.

CDD(18.ed.) 615.8

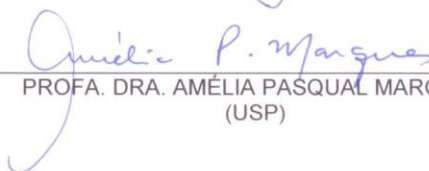
BANCA EXAMINADORA



PROF. DR. RUBEN DE FARIA NEGRÃO FILHO
(ORIENTADOR)



PROF. DR. CARLOS MARCELO PASTRE
(FCT/UNESP)



PROFA. DRA. AMÉLIA PASQUAL MARQUES
(USP)



FABRÍCIO JOSÉ JASSI

PRESIDENTE PRUDENTE (SP), 28 DE JUNHO DE 2010.

RESULTADO: Aprovado

DEDICATÓRIA

Ao meu orientador Prof. Dr. Rúben de Faria Negrão Filho, pelos ensinamentos.

Aos meus pais Arlindo Jassi e Maria Aparecida Jassi, por terem me dado a oportunidade de ser o que eu sou hoje.

A minha esposa Karen K. Alves Couto, pelo carinho, compreensão e amor.

Ao meu grande amigo e incentivador Antonio José Docusse Filho.

AGRADECIMENTOS

A Deus,

Ao meu orientador, Prof. Dr. Rúben de Faria Negrão Filho pela compreensão, dedicação e aprendizado. Conhecemos diferentes pessoas todos os dias, porém, algumas permanecem para sempre em nosso coração, porque são especiais principalmente pela humildade, respeito e sabedoria, obrigado por tudo.

A FAPESP, pelo apoio financeiro imprescindível;

Ao prof. Dr. Henrique Luiz Monteiro da Faculdade de Ciências e Tecnologia/UNESP – Campus de Bauru, pela ajuda e ensinamentos;

Aos professores doutores Ismael Forte Freitas Junior e Fábio Mícolis de Azevedo da Faculdade de Ciências e Tecnologia/UNESP – Campus de Presidente, pela ajuda e ensinamentos;

Aos professores doutores Carlos Marcelo Pastre e Marcial Zannelli de Souza pelas correções, críticas e sugestões no exame de qualificação;

Aos meus amigos do Laboratório de Fisioterapia Aplicado ao Movimento Humano da Faculdade de Ciências e Tecnologia/UNESP – Campus de Presidente Prudente;

Aos meus amigos do Instituto Docusse de Osteopatia e Terapia Manual/IDOT.

A todos os participantes do estudo, pela contribuição.

SUMÁRIO

1 - INTRODUÇÃO	17
2 - REVISÃO DA LITERATURA	21
2.1 Sistema de estabilização lombo-pélvica	21
2.2 Eletromiografia de superfície (EMG-S)	24
2.3 Capacidade Física Funcional (CFF)	28
3 - MATERIAIS E MÉTODO	35
3.1 - Amostra	35
3.1.1 - Protocolo utilizado para a seleção dos voluntários	36
3.1.2 - Avaliação e quantificação postural	37
3.2 - Modelo experimental	37
3.3 – Instrumentação	38
3.3.1 - Materiais utilizados nos Testes Físicos Funcionais	38
3.3.2 - Sistema de Aquisição de Sinais EMG-S e Aceleração	38
3.3.3 - Outros materiais	41
3.4 - Procedimentos de coleta de dados	41
3.4.1 - Testes Físicos Funcionais	41
3.4.2 – Determinação do Início de Ativação Muscular (EMG-S)	46
3.4.2.1 - Posicionamento e Fixação dos Eletrodos	46
3.4.2.2 - Certificação da qualidade do sinal a ser captado	49
3.4.2.3 - Coleta dos dados	50
3.5 - Organização dos dados coletados	52
3.5.1 - Testes Físicos Funcionais	52
3.5.2 - Seleção do sinal do acelerômetro para análise	52
3.5.3 - Seleção do sinal eletromiográfico para análise	53
3.6 - Tratamento estatístico dos dados coletados	55
4 - RESULTADOS	57
4.1 – Determinação do Início de Ativação Muscular (EMG-S)	57
4.2 - Testes Físicos Funcionais	61
4.2.1 - Domínio da Coordenação e Equilíbrio	61
4.2.2 - Domínio da Flexibilidade	63
4.2.3 - Domínio da Resistência	65

4.2.4 - Domínio do Comprimento e Força.....	68
4.3 - Relação entre Eletromiografia de Superfície (EMG-S) e Testes Físicos Funcionais (TFF).....	69
5 - DISCUSSÃO.....	73
5.1 - Da metodologia.....	73
5.2 – Dos resultados.....	76
6 - CONCLUSÕES.....	89
7 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	91
8 - ANEXOS.....	104

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Sistema de aquisição de sinais da marca EMG System do Brasil.....	39
Figura 2.	Dispositivo eletrônico para sinalizar o momento para início do movimento, formado por um LED (A) e um gatilho (B).....	40
Figura 3.	Acelerômetro da marca EMG System do Brasil para captação da aceleração do braço.....	40
Figura 4.	Teste de Coordenação e Equilíbrio.....	41
Figura 5.	Teste de Thomas modificado.....	42
Figura 6.	Teste de Schober modificado.....	43
Figura 7.	Teste de Agachamento Repetitivo.....	43
Figura 8.	Teste de Enrolamento Repetitivo do Tronco.....	44
Figura 9.	Teste Estático de Resistência das Costas de Sorensen.....	45
Figura 10.	Teste de Resistência Estática do Quadrado Lombar.....	45
Figura 11.	Teste de comprimento e força (<i>Inner Range</i>) para psoas (A), glúteo médio (B) e glúteo máximo (C).....	46
Figura 12.	Eletrodos posicionados no músculo Transverso do Abdome/Obliquo Interno (TrA/OI).....	47
Figura 13.	Esquema para determinação da localização do músculo multifido lombar (ML) e eletrodos posicionados no músculo.....	48
Figura 14.	Determinação da localização do músculo deltóide anterior e eletrodos posicionados no músculo.....	48
Figura 15.	Movimento de flexão do braço realizado após sinal luminoso.....	50
Figura 16.	Exemplo da coleta realizada durante o movimento rápido do braço, mostrando o registro da aceleração do movimento do braço, e atividade EMG-S dos músculos Multifido Lombar (ML), Transverso do abdome/Obliquo Interno (TrA/OI) e deltóide anterior (DA).....	51
Figura 17.	Exemplo da seleção de um trecho do sinal de aceleração durante o movimento rápido de flexão do braço.....	52
Figura 18.	Exemplo de um sinal EMG-S do músculo deltóide anterior (DA) obtido durante o movimento de flexão do membro superior.....	54

Figura 19.	Valores mínimo, máximo e média dos tempos de início de ativação dos músculos Multífido Lombar (ML) e Transverso do abdome/Oblíquo Interno (TrA/OI) (n=19) e o resultado do teste estatístico entre músculos.....	58
Figura 20.	Valores mínimo, máximo e média dos tempos de início de ativação dos músculos Multífido Lombar (ML) e Transverso do abdome/Oblíquo Interno (TrA/OI) dos grupos feminino (F)(n=8) e masculino (M)(n=11) e o resultado do teste estatístico entre músculos.....	59
Figura 21.	Valores mínimo, máximo e média dos tempos de início de ativação dos músculos Multífido Lombar (ML) masculino (M)(n=8) e feminino (F)(n=8) e Transverso do abdome/Oblíquo Interno (TrA/OI) masculino (8) e feminino (n=8) e o resultado do teste estatístico entre grupos.....	60
Figura 22.	Resultado do Teste de Coordenação e Equilíbrio dos voluntários do sexo feminino (n = 15)(o = Membro inferior direito; + = Membro inferior esquerdo).....	62
Figura 23.	Resultado do Teste de Coordenação e Equilíbrio dos voluntários do sexo masculino (n = 12)(o = Membro inferior direito; + = Membro inferior esquerdo).....	62
Figura 24.	Resultado dos Testes de Flexibilidade dos voluntários do sexo feminino (n = 15)(o = Psoas direito; + = Psoas esquerdo; x = Reto femoral direito; * = Reto femoral esquerdo; + = espinhais).....	64
Figura 25.	Resultado dos Testes de Flexibilidade dos voluntários do sexo masculino (n = 15)(o = Psoas direito; + = Psoas esquerdo; x = Reto femoral direito; * = Reto femoral esquerdo; + = espinhais).....	64
Figura 26.	Resultado dos Testes de Resistência Dinâmica dos voluntários do sexo feminino (n = 15)(o = Agachamento Repetitivo; + = Enrolamento Repetitivo do Tronco).....	65
Figura 27.	Resultado dos Testes de Resistência Dinâmica dos voluntários do sexo masculino (n = 12)(o = Agachamento Repetitivo; + = Enrolamento Repetitivo do Tronco).....	66
Figura 28.	Resultado dos Testes Estático de Resistência dos voluntários do sexo feminino (n = 15)(o = Estático de Resistência das Costas de Sorensen; + = Estático de Resistência do Quadrado Lombar direito; x = Estático de Resistência do Quadrado Lombar esquerdo).....	67
Figura 29.	Resultado dos Testes Estático de Resistência dos voluntários do sexo feminino (n = 15)(o = Estático de Resistência das Costas de Sorensen; + = Estático de Resistência do Quadrado Lombar	

direito; x = Estático de Resistência do Quadrado Lombar esquerdo).....67

Figura 30: Resultado dos Testes de Comprimento e Força dos voluntários do sexo masculino (n = 12) e do sexo feminino (n=15) que apresentaram alteração (P-d = Psoas direito; P-e = Psoas esquerdo; Gm-d = Glúteo médio direito; Gm-e = Glúteo médio esquerdo; GM-d = Glúteo Máximo direito; GM-e = Glúteo Máximo esquerdo).....69

Figura 31. Curva ROC, para o Teste de Coordenação e Equilíbrio do Membro Inferior esquerdo (MI-e), Teste de Enrolamento Repetitivo do Tronco, Teste de Comprimento e Força do Psoas direito e Teste de Comprimento e Força do Glúteo máximo esquerdo.....71

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Apresentação das médias e desvio padrão dos valores de tempo de início de ativação (em milisegundos) do músculo Multifido Lombar (ML), Transverso do Abdome/ Oblíquo Interno (TrA/OI) e dos músculos com ausência de ativação (AA) (n = 5 repetições).....	57
Tabela 2.	Resultados obtidos da curva ROC (EMG-S x Testes Físicos Funcionais).....	70

LISTA DE QUADROS

Quadro 1. Classificação Funcional Muscular.....23

LISTA DE ABREVIATURAS

CFF: Capacidade Física Funcional

DA: Deltóide Anterior

EMG-S: Eletromiografia de Superfície

ES: Ereter da espinha

EVA: Escala Analógica Visual

LED: Diodo emissor de luz

ML: Multifido Lombar

OE: Oblíquo externo

RA: Reto do Abdome

ROC: Receiver Operating Characteristic

TFF: Testes Físicos Funcionais

TrA/OI: Transverso do Abdome/Oblíquo Interno

RESUMO

Contextualização: Observa-se na literatura que indivíduos assintomáticos podem não apresentar pré-ativação muscular de estabilizadores primários e não há estudos que apontem para os motivos da alteração no tempo de início de ativação muscular nessa população. Além disso, estudos preliminares em nosso laboratório mostraram que indivíduos assintomáticos apresentaram alterações em testes físicos e funcionais relacionados à capacidade de estabilização da região lombo-pélvica. **Objetivo:** Estudar o comportamento de pré-ativação dos músculos transverso do abdome/oblíquo interno (TrA/OI) e multífido lombar (ML), a capacidade de estabilização lombo-pélvica e a relação entre ambos. **Metodologia:** Foram selecionados 27 voluntários assintomáticos de ambos os sexos, com idades entre 20 e 28 anos (média = $23,85 \pm 2,21$). Os voluntários foram submetidos a Testes Físicos Funcionais (TFF) para avaliar a capacidade de estabilização lombo-pélvica (Testes de Coordenação e Equilíbrio, Flexibilidade, Resistência e Comprimento e Força) e à Determinação de início de ativação muscular do TrA/OI e ML por meio da eletromiografia de superfície (EMG-S) durante movimento rápido de flexão do membro superior. **Resultados:** Embora a pré-ativação tenha sido o comportamento mais freqüente a ausência de pré-ativação do TrA/OI e ML ocorreu para alguns voluntários, sendo mais freqüente no músculo TrA/OI (26.6%) do gênero feminino. Nos TFF nenhum voluntário da amostra conseguiu obter valores de normalidade em todos os testes realizados e aqueles com maior número de voluntários com alteração foram: teste de flexibilidade do reto femoral e espinhais lombares, teste de enrolamento repetitivo do tronco, teste estático de resistência das costas de Sorensen e o teste de comprimento e força para o glúteo máximo. Entretanto, somente o teste de enrolamento repetitivo do tronco demonstrou alto valor de sensibilidade e especificidade com o comportamento de pré-ativação dos músculos estabilizadores primários.

Palavras chave: Testes físicos funcionais, pré-ativação muscular, músculos estabilizadores, estabilidade lombo-pélvica.

ABSTRACT

Contextualization: It is observed in the literature that asymptomatic individuals may not have muscular pre-activation of primary stabilizers and there are no studies that point to the reasons for the change in time of onset of the muscle activation in this population. Furthermore, preliminary studies in our laboratory showed that asymptomatic individuals presented alterations in physical and functional tests with relationship the capacity of lumbo-pelvic stabilization.

Objective: The study of pre-activation behavior of transversus abdominis/internal oblique muscle (TrA/OI) and lumborum multifidus (ML), the lumbo-pelvic stabilization capacity and the relationship of both. **Methodology:**

Were selected 27 asymptomatic individuals of both sexes, with age between 20 e 28 years (mean = $23,85 \pm 2,21$). The volunteers were submitted to a Physical Functional Tests (FFT) to evaluate a lumbo-pelvic stabilization capacity (coordination tests, balance, flexibility, endurance, length and force) and the determination of muscle activation onset of the TrA/OI and ML with superficial electromyography (EMG-S) during fast flexion arm movement. **Results:** Although pre-activation has been a usual result, the pre-activation absent of TrA/OI and ML happened in some volunteers, being more frequent for TrA/OI (26.6%) in the female gender. At TFF neither volunteers of the sample get regular scores in all tests executed. Those tests with more number of alterations were: rectus femoris and spinal lumbar flexibility, Sorensen static back endurance, and length and force to gluteus maximus. However, only repetitive trunk curl test showed great sensibility and specificity value with the primary stabilizers behavior of pre-activation.

Key Words: Physical functional tests; muscle pre-activation; stabilizers muscles; lumbo-pelvic stabilization.

1 - INTRODUÇÃO

Estudos vêm mostrando que os músculos do tronco, especialmente o transverso do abdome/obliquo interno e o multífido lombar, apresentam ações musculares antecipatórias (pré-ativação) no sentido de estabilizar a região lombo-pélvica^(1,2,3,4). O SNC prevendo mudanças na configuração do corpo pelo movimento faz com que estes músculos sejam pré-ativados de forma a minimizar as sobrecargas nas estruturas responsáveis pela estabilidade articular durante o movimento⁽³⁾.

Para avaliar a pré-ativação muscular a eletromiografia de superfície (EMG-S) vem sendo utilizada com sucesso, durante diferentes situações, e uma delas é durante movimento rápido do membro superior^(3,5). É considerado como pré-ativação qualquer início de atividade dos músculos do tronco que ocorre 100ms antes ou até 50ms após a atividade do deltóide para o movimento do membro superior, aceito por vários pesquisadores^(1,3,5,6,7,8,9).

A literatura aponta claramente que indivíduos com dor lombar tendem a apresentar alteração, com atraso no tempo de ativação muscular^(6,10,11). Mostra também que indivíduos assintomáticos podem não apresentar pré-ativação^(1,3,4), deixando dúvidas se a falta de pré-ativação é causa ou manifestação da dor lombar⁽³⁾. Para Panjabi⁽¹²⁾ falhas no sistema de estabilização lombo-pélvico, onde os músculos parecem ser componentes chaves para controle estabilidade da coluna, pode resultar em aumento no movimento intervertebral levando à instabilidade lombar.

Outra questão é que indivíduos com dor lombar tendem a apresentar comprometimento da capacidade física e funcional, uma vez que a dor pode levar a atrofia muscular, diminuição de força e resistência⁽¹³⁾, déficit

proprioceptivo⁽¹⁴⁾, alterações de flexibilidade e no padrão de movimento^(15,16). Para avaliar a capacidade física funcional diferentes testes podem ser encontrados^(15,17,18) envolvendo avaliação de diferentes capacidades do sistema neuromuscular comprometidas com a estabilidade global da coluna lombo-pélvica.

Com base na literatura^(15,17,18) foi montado, no Laboratório de Fisioterapia Aplicada ao Movimento Humano da FCT/UNESP, um protocolo para avaliação da capacidade física e funcional da estabilidade lombo-pélvica, contendo testes quantificáveis (de coordenação e equilíbrio, de flexibilidade, resistência, comprimento e força), e testes para avaliar a qualidade dos movimentos. Os resultados da aplicação deste protocolo mostraram que, embora jovens e assintomáticos, a grande maioria dos voluntários apresentaram alteração nos testes, demonstrando baixa capacidade física funcional para contribuir com uma adequada estabilização lombo-pélvica⁽¹⁹⁾.

Dois aspectos relacionados à avaliação da esperada estabilidade da coluna lombar de voluntários assintomáticos nos chamaram a atenção. Observa-se na literatura que indivíduos assintomáticos podem não apresentar pré-ativação muscular de estabilizadores primários e não há estudos que apontem para os motivos da alteração no tempo de início de ativação muscular nessa população. Outro aspecto é que estudos preliminares em nosso laboratório mostraram que indivíduos assintomáticos apresentaram alterações nos testes físicos e funcionais relacionados à capacidade de estabilização global da região lombo-pélvica.

Considerando que tanto a capacidade de pré-ativar músculos primários como a capacidade de músculos estabilizadores secundários e mobilizadores

de responder a testes físicos funcionais estão relacionados à adequada estabilidade da região lombar, cabe questionar a existência ou não de uma possível relação entre essas diferentes capacidades em indivíduos assintomáticos.

Frente a estas considerações optou-se por estudar o comportamento eletromiográfico de músculos estabilizadores primários de indivíduos assintomáticos e a sua relação com testes que avaliam a capacidade do sistema neuromuscular envolvidos com a estabilidade global da coluna lombar; com vistas à compreensão das alterações apresentadas em não portadores de dor lombar, no sentido de oferecer base de entendimento para futuros estudos que possam contribuir clinicamente para a determinação da presença ou não de instabilidade lombo-pélvica.

Nossa hipótese é que existe relação entre o comportamento de pré-ativação de músculos estabilizadores primários e os testes físicos funcionais de músculos mobilizadores envolvidos com a estabilidade lombo-pélvica; onde alterações na pré-ativação muscular também ocorreriam nos testes físicos funcionais e vice-versa.

OBJETIVOS

Este trabalho tem como objetivo estudar indivíduos assintomáticos com respeito a:

- Pré-ativação dos músculos estabilizadores primários Transverso do Abdome/Oblíquo Interno - fibras inferiores (TrA/OI) e Multifido

Lombar (ML) durante o movimento rápido de flexão do membro superior por meio da Eletromiografia de Superfície (EMG-S);

- Testes físicos funcionais relacionados à capacidade de estabilização lombo-pélvica;
- Relação entre o Início de ativação dos músculos estabilizadores primários e os Testes físicos funcionais.

2 – REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Sistema de estabilização lombo-pélvica

Definir sistema de estabilização lombo-pélvica é um tanto quanto difícil, em virtude dos aspectos anatômicos, biomecânicos e fisiológicos extremamente complexos relacionados à região lombar e pélvica. Entretanto, Mills, Taunton e Mills⁽²⁰⁾ definiram estabilidade lombo-pélvica como a capacidade da coluna lombar e pelve de controlar seus movimentos em relação à posição neutra. Granata e England⁽²¹⁾ definiram estabilidade da coluna como a capacidade de manter o equilíbrio intervertebral e global mesmo na presença de desequilíbrios mecânicos e falhas de controle neuromuscular.

Para Panjabi⁽²²⁾ o sistema de estabilização funciona a partir da interação de três subsistemas: passivo, ativo e neural. Estes três subsistemas interagem durante as atividades funcionais para manter a estabilidade e ao ocorrer alteração em um deles os outros devem compensar para que continue ocorrendo à estabilidade da coluna vertebral^(12,18,22).

O subsistema passivo é composto pelas vértebras, discos intervertebrais, articulações, cápsula articular, ligamentos e propriedades passivas dos músculos que juntas fornecem a maior parte da estabilidade ao final das amplitudes de movimento. Panjabi⁽²³⁾ simulando lesões em estruturas passivas observou aumento na zona neutra articular; definida como a parte da amplitude de movimento intervertebral onde ocorre a menor resistência de estruturas passivas ao movimento. Assim, quanto maior for a zona neutra menor será a capacidade de controle intervertebral pelo sistema de estabilização^(12,22).

Já o subsistema ativo constitui-se dos músculos e tendões que fornecem suporte e rigidez no nível intervertebral e global, e apresentam braço de alavanca e área total maiores do que os componentes do sistema passivo.

Devido às características anatômicas, biomecânicas e fisiológicas o sistema ativo da coluna lombar pode ser classificado em dois grupos musculares. O primeiro formado pelos músculos mobilizadores (reto do abdome, fibras laterais do oblíquo externo e eretor da espinha) e o segundo pelos estabilizadores subdivididos em primários (transverso do abdome e multifido) e secundários (oblíquo interno, fibras mediais do oblíquo externo e o quadrado lombar)⁽¹⁸⁾. Segundo Norris⁽¹⁸⁾ os mobilizadores poderiam ser considerados como estabilizadores terciários, pois em condições extremas atuam como estabilizadores. Todos os músculos da região lombo-pélvica podem então de alguma forma contribuir para estabilidade apesar das características particulares de cada grupo⁽²⁴⁾.

Outra classificação do sistema ativo é a de Comerford e Mottram⁽²⁵⁾ que definiram e caracterizaram o sistema muscular em três grupos: estabilizadores locais, estabilizadores globais e mobilizadores globais como pode ser visto no Quadro 1.

O último subsistema, o neural, é composto pelo sistema nervoso central e periférico, onde dois mecanismos de controle neural dos músculos estabilizadores lombo-pélvico estão presentes, sendo denominados de *feedback* e *feedforward*.

Quadro 1: Classificação Funcional Muscular (Comerford e Mottram, ²⁵).	
Estabilizadores Locais	Seu papel como estabilizador é manter atividade contínua de baixa força em todas as posições da amplitude articular e em todas as direções do movimento articular. Essa atividade aumenta a rigidez muscular local em nível segmentar para controlar os movimentos fisiológicos e translacionais excessivos, especialmente na posição neutra onde o suporte do sistema passivo, capsular, ligamentar é mínimo. Essa atividade frequentemente aumenta por ação antecipatória a uma carga ou movimento, para garantir suporte e proteção.
Estabilizadores Globais	Seu papel de estabilizador é gerar torque e controle excêntrico de uma posição de aproximação para afastamento do movimento articular. Ele precisa ser capaz de concêntricamente encurtar para uma posição de aproximação fisiológica da amplitude, isometricamente segurar a posição e excêntricamente controlar, ou desacelerar a carga contra a gravidade. Eles podem contribuir significativamente para o controle rotacional de todos os movimentos funcionais.
Mobilizadores Globais	São músculos com papel primário de mobilização, precisam ter comprimento adequado para permitir uma completa amplitude de movimento fisiológica e acessória (translacional), para não causar sobrecarga compensatória em outro lugar do sistema de movimento. Seu papel de estabilidade funcional é para aumentar a estabilidade sob altas cargas ou tensão, desvantagem funcional, levantar, empurrar, puxar ou absorção de choque balístico. Esses músculos são particularmente eficientes no plano sagital, mas mesmo podendo gerar altas forças eles não contribuem significativamente para o controle rotacional e não realizam controle segmentar nos movimentos fisiológicos e rotacionais.

O sistema neural central está constantemente recebendo informações do sistema nervoso periférico a respeito do posicionamento articular, movimento e força das estruturas ativas e passivas para poder manter padrões adequados de atividade muscular em resposta a mudanças nestas estruturas (*feedback*), contribuindo assim para estabilidade da coluna^(12,22).

O sistema também realiza ajustes posturais antecipatórios a perturbações causadas por forças internas e externas ao corpo para garantir assim a estabilidade da coluna frente a distúrbios da postura e equilíbrio^(7,26,27). Esse tipo de controle postural, conhecido como ajuste postural antecipatório (APA) ou *feedforward* está associado com áreas altas do sistema nervoso central, especialmente com a área suplementar motora e pré-motora⁽²⁷⁾. Por meio desse mecanismo músculos das pernas e do tronco são pré-ativados

para garantir o controle da postura vertical^(28,27) diante de mudanças na postura causadas por forças que lhe são aplicadas⁽²⁹⁾, como por exemplo durante o movimento rápido do membro superior na posição ortostática^(8,30).

O APA pode ser modificado por uma série de condições como dor no joelho^(31,32), dor lombar, disfunção no ombro⁽²⁶⁾, dor cervical⁽³³⁾, tarefas posturais^(30,34), velocidade de movimento e outros aspectos patológicos⁽⁸⁾.

Para estudar o comportamento neuromuscular na estabilização lombo-pélvica métodos de avaliação vem sendo utilizados, com destaque para o uso da eletromiografia de superfície e da aplicação de testes clínicos físicos e funcionais.

2.2 - Eletromiografia de superfície (EMG-S)

A preocupação de pesquisadores na compreensão da ativação antecipatória de músculos, principalmente do tronco, no sentido de estabilizar o corpo durante movimentos de membros não é recente: *“This muscle activity prior to limb movement is considered to prepare the body for the impending disturbance to the position of the centre of gravity relative to the base of support”* (BELEN’KII et al.1967; apud Hodges e Richardson⁽³⁵⁾).

Pesquisas realizadas nos últimos 12 anos, usando a eletromiografia em músculos estabilizadores da região lombar e do tronco, mostram a importância destes para estabilidade da região lombo-pélvica^(35,36,37,38,39,40) e oferecem importantes informações a respeito das alterações no comportamento antecipatório desses músculos^(7,11,41,42,4).

Desde então a eletromiografia vem sendo empregada como instrumento de avaliação, principalmente a partir do trabalho de Hodges e Richardson ⁽³⁵⁾.

Esses autores partem do pressuposto de que a atividade muscular antecipatória pode ser observada quando o indivíduo realiza o movimento dos membros. O movimento dos membros resulta em forças sobre a coluna que afetam a região lombo-pélvica⁽⁴³⁾ e o SNC prevendo a perda do equilíbrio corporal pelo movimento, previamente aumenta a atividade de alguns músculos do tronco, no sentido de estabilizar a coluna.

Esse mecanismo é responsável por proteger e minimizar as sobrecargas sobre as estruturas passivas da coluna vertebral preservando a saúde do corpo. Quanto maior a velocidade do movimento maior a pré-ativação⁽⁸⁾.

Segundo Hodges e Richardson⁽³⁵⁾ qualquer início de atividade dos músculos do tronco que ocorre antes ou até 50ms depois do início de atividade do deltóide em resposta ao movimento rápido do membro superior, não se deve ao mecanismo de *feedback*, sendo considerado como pré-ativação muscular. Do início da atividade elétrica muscular do deltóide até sua conversão em energia para mover o membro ocorre um pequeno lapso de tempo (atraso eletromecânico), de forma que qualquer atividade muscular que ocorrer nesse período é considerado pré-ativação. Portanto, considera-se como pré-ativação qualquer início de atividade dos músculos do tronco que ocorrer 100ms antes ou até 50ms após a atividade do deltóide para o movimento do membro superior⁽³⁶⁾. Esta condição tem sido aceita por vários pesquisadores^(1,3,5,7,8,9, 21,35).

Hodges e Richardson⁽³⁵⁾ avaliaram a atividade dos músculos transversos do abdome, oblíquo interno e oblíquo externo com EMG de agulha e o reto do abdome, multífido lombar e o deltóide com EMG-S, durante o movimento rápido de flexão, extensão e abdução do braço em indivíduos assintomáticos.

Observaram que independente da direção do movimento do membro superior o transverso apresenta pré-ativação, já o tempo de ativação dos demais variaram de acordo com a direção do movimento.

Moseley, Hodges e Gandevia⁽²⁾ analisando a atividade dos músculos transverso do abdome, eretor da espinha e diferentes fibras dos multífidos lombar durante o movimento rápido do braço, em indivíduos assintomáticos, obtiveram resultados semelhantes. Porém as fibras profundas do multífido lombar também foram pré-ativadas junto com o transverso do abdome e oblíquo interno, independente da direção do movimento, enquanto que as fibras superficiais do multífido lombar e do eretor da espinha apresentaram pré-ativação somente durante o movimento de flexão do braço.

Ainda com relação a este sistema de controle neuro-muscular, Hodges e Richardson^(38,41) e Barr et al.⁽⁴⁴⁾ demonstraram que ocorrem alterações nesse mecanismo de pré-ativação, principalmente do músculo transverso do abdome quando há dor lombar crônica recorrente. Porém, para Marshall e Murphy⁽³⁾ não está claro se a falta de pré-ativação é causa ou manifestação da dor lombar.

Hodges, Cresswell e Thorstensson⁽¹⁾, analisando os músculos do tronco com EMG de agulha durante o movimento do braço, observaram atraso na pré-ativação do transverso do abdome em 70% das repetições realizadas em três dos oito voluntários assintomáticos do estudo. Em outro estudo realizado por Marshall e Murphy⁽³⁾, utilizando EMG-S, quatro dos vinte voluntários assintomáticos não apresentaram pré-ativação do transverso do abdome durante o movimento rápido do braço.

Embora a eletromiografia por meio da técnica de agulha seja o melhor caminho para analisar a atividade dos músculos estabilizadores profundos da coluna lombar (transverso do abdome, oblíquo interno e multífidos lombar) existem problemas técnicos inerentes ao procedimento invasivo, que requer a utilização de ultra-som para guiar o posicionamento dos eletrodos, além de gerar desconforto ao voluntário. No entanto, a EMG-S é um método de avaliação de baixo custo para avaliação da atividade muscular, porém a dúvida é se com esse método existe possibilidade de analisar atividade dos músculos estabilizadores profundos como transverso do abdome, oblíquo interno e multífido lombar.

Baseado nessa questão Marshall e Murphy⁽³⁾ estudaram o comportamento de pré-ativação dos músculos transverso do abdome e oblíquo interno (fibras inferiores), comparando a técnica de captação por agulha com a de superfície, onde o eletrodo de superfície foi colocado sobre as fibras inferiores do oblíquo interno. Seus resultados mostraram que a atividade captada do oblíquo interno com a técnica de superfície foi semelhante à atividade captada com a técnica de agulha nos músculos transverso do abdome e oblíquo interno. Observou-se também que não houve a presença de *crosstalk* nestes músculos decorrente da atividade do reto do abdome. Assim, estes autores destacam a importância da eletromiografia de superfície como ferramenta a ser utilizada no ambiente clínico para avaliar o comportamento de músculos estabilizadores do tronco.

2.3 - Capacidade Física Funcional (CFF)

A capacidade funcional se refere à habilidade dos indivíduos realizarem atividades auto-controladas sem limitações físicas⁽⁴⁵⁾. A presença de dor, fatores psicológicos e sociais podem diretamente influenciar as respostas da avaliação funcional^(46,47).

Avaliação da capacidade funcional pode ser conseguida por meio de uma bateria de testes clínicos, normalmente usados para determinar a capacidade dos indivíduos voltarem com segurança ao trabalho após lesão musculoesquelética, diminuindo as chances de recorrência⁽⁴⁸⁾.

O detalhamento da capacidade funcional deve ser utilizado na reabilitação para o planejamento e monitoramento das intervenções terapêuticas servindo de base para indicar a real capacidade dos indivíduos permitindo a volta ao trabalho e futuras oportunidades de emprego^(47,48,49).

Cox⁽¹⁵⁾ relata que o objetivo do protocolo de avaliação funcional é identificar alterações na flexibilidade, resistência, força e coordenação dos músculos relacionados à dor lombar. O protocolo deve incluir testes quantificáveis (mensuráveis) e qualificáveis (aprovado/reprovado), pois juntos fornecem o grau de deficiência funcional do paciente.

Segundo Cox⁽¹⁵⁾ os testes quantificáveis permitem a comparação do estado funcional do paciente com o de indivíduos de idade, sexo e ocupação semelhantes. Permitem também a definição do melhor caminho a ser tomado no tratamento assim como sua implementação e mudança no processo de reabilitação. Já os testes qualificáveis permitem direcionar aspectos específicos do tratamento na reabilitação.

Para Yeomans e Liebenson⁽⁵⁰⁾, a avaliação funcional tem o objetivo de mensurar por meio de testes clínicos fatores como flexibilidade, força, coordenação, resistência, capacidade aeróbica, postura e equilíbrio. Esses testes por sua vez servem para complementar a avaliação realizada com outros instrumentos.

Em que pese a capacidade funcional ser guiada pela saúde física, estas não podem ser considerados como sinônimos, uma vez que com a idade diferentes alterações podem ocorrer sobre a capacidade funcional e física⁽⁴⁵⁾. Entretanto, para Reneman et al.⁽⁵¹⁾ ambas (capacidade física e funcional) devem ser consideradas para uma avaliação ampla, assim como outros fatores tais como, capacidade mental e fatores ambientais.

Haig et al.⁽⁴⁹⁾ avaliando a capacidade física e funcional em indivíduos com e sem dor lombar por meio de uma bateria de testes padronizados aplicados por uma equipe interdisciplinar composta por um fisioterapeuta, terapeuta ocupacional, psicólogo e consultor de reabilitação observaram que a ordem em que os testes é aplicada não interfere no resultado e que capacidade física e funcional dos indivíduos com dor lombar de acordo com o resultado dos testes é inferior a dos indivíduos sem dor.

Segundo Luoto et al.⁽⁵²⁾ o detalhamento da capacidade física da coluna lombar com aplicação de testes para avaliar amplitude de movimento assim como força e resistência dos músculos do tronco se faz importante, tendo em vista que menor resistência dos músculos do tronco pode estar associado a desenvolvimento do primeiro episódio de dor lombar.

Para avaliar os componentes relacionados com o sistema de estabilização lombo-pélvica diferentes protocolos contendo testes físicos e

funcionais de coordenação e equilíbrio, flexibilidade, resistência, comprimento e força e qualificáveis são encontrados na literatura^(15,17,18).

A coordenação e equilíbrio encontram-se normalmente alterada em indivíduos com dor lombar, sendo resultado de um processo de descondicionamento gerado pela dor lombar⁽⁵³⁾. Segundo Larivière et al.⁽⁵⁴⁾ a dor lombar está associada a uma série de anormalidades dentre elas: atrofia muscular, alterações nos padrões de coordenação muscular e alterações na capacidade proprioceptiva ou menor tempo de reação psicomotora.

A coordenação e equilíbrio (avaliados na posição ortostática com apoio unipodal e olhos fechados) tem como objetivo avaliar as repostas reflexas rápidas dos músculos estabilizadores do tronco e membros inferiores⁽¹⁵⁾, e tem papel importante como fator preditivo para dor lombar em indivíduos assintomáticos.

Segundo Norris⁽¹⁸⁾ as alterações funcionais e estruturais no sistema muscular ocorrem a partir de um processo de desequilíbrio com três características importantes: encurtamento dos músculos mobilizadores (bi-articulares), menor resistência dos músculos estabilizadores mono-articulares e mudança no alinhamento corporal.

A mistura de encurtamento e fraqueza muscular altera o alinhamento dos segmentos corporais, comprometendo o equilíbrio articular. Portanto, o desequilíbrio muscular tem papel importante para o desenvolvimento de instabilidade articular⁽¹⁸⁾.

Para Cox⁽¹⁵⁾ o desequilíbrio muscular na região pélvica resulta em um quadro clínico conhecido como síndrome cruzada da pelve. A pelve normalmente se inclina para frente com aumento da lordose lombar. As

características desse quadro são: rigidez dos flexores do quadril e dos músculos eretores da espinha e fraqueza dos músculos abdominais e glúteos.

Key et al.⁽⁵⁵⁾ relatam que pode ocorrer três desvios pélvicos: anterior (síndrome cruzada da pelve anterior), posterior (síndrome cruzada da pelve posterior) ou mista. Todas caracterizadas por perda do alinhamento pélvico ideal com a presença de músculos hipoativos e hiperativos e padrões compensatórios de movimento.

Já o descondicionamento e desequilíbrio muscular por todo o corpo recebem o nome de síndrome das camadas (padrões alternados de músculos encurtados e fracos por todo o corpo). As consequências clínicas são diversas, dentre elas: estabilização fraca do tronco, hipomobilidade das articulações, cronicidade dos sintomas e pobre resposta a tratamentos⁽¹⁵⁾.

Para avaliar a flexibilidade dos músculos relacionados com a estabilidade lombo-pélvica alguns testes são propostos na literatura. O teste de Thomas modificado é utilizado para mensurar o comprimento dos flexores, adutores, abdutores do quadril e extensor do joelho^(15,18,56). Já o comprimento dos músculos da coluna lombar pode ser mensurado através do teste de flexão do tronco⁽¹⁷⁾. Avaliar o comprimento destes músculos é importante pelo fato de se relacionarem diretamente com as síndromes de desequilíbrio lombo-pélvica que comprometem a estabilidade da região.

Segundo Norris⁽¹⁸⁾ os padrões de desequilíbrio muscular podem também serem avaliados pelo teste denominado de *Inner Range* que avalia comprimento e resistência muscular. O teste normalmente é aplicado para avaliar o psoas, glúteo máximo e fibras posteriores do glúteo médio.

O glúteo máximo, devido à orientação de suas fibras, exerce influência positiva na transferência de peso pela articulação sacro-ilíaca para os membros inferiores contribuindo de forma importante para estabilidade pélvica ⁽⁵⁷⁾ e consequentemente com a estabilidade lombar.

Segundo Tekin et al.⁽⁵⁸⁾ menor força e resistência dos músculos do tronco podem estar associados ao desenvolvimento de dor lombar não específica uma vez que os movimentos do tronco passam a ser mal controlados favorecendo microlesões sobre os ligamentos e discos, assim como dor nas costas.

Para avaliar a resistência isométrica dos músculos posteriores do tronco um teste muito utilizado é o de Sorensen^(15,58,59,60,61,62). Para avaliar a resistência isométrica dos látero-flexores do tronco o teste de ponte lateral ^(60,62) e para avaliar a resistência dinâmica dos flexores do tronco o teste dinâmico de enrolamento repetitivo do tronco^(15,64). Segundo Cox⁽¹⁵⁾ o reto do abdome além de ser um flexor do tronco é um importante estabilizador postural no plano sagital.

Em relação a testes qualificáveis, avaliar os padrões de movimento é importante para o diagnóstico de desequilíbrios musculares e para orientar as decisões terapêuticas e reabilitativas⁽¹⁵⁾. Quatro testes são descritos por Cox ⁽¹⁵⁾ para avaliar os padrões de movimento relacionado com a capacidade de estabilização lombo-pélvica: Teste de extensão e abdução do quadril, enrolamento do tronco e agachamento.

O teste de extensão fornece informações a respeito da qualidade com que o movimento é realizado. O glúteo máximo é o principal responsável pelo movimento. Em presença de desequilíbrio entre agonista/antagonista e

sinergista o movimento do quadril pode levar a um padrão compensatório de hiperextensão lombar⁽¹⁵⁾, resultando em excesso de stress sobre as facetas da coluna lombar e maior força dos isquiotibiais⁽¹⁷⁾.

O teste de abdução é importante pelo fato da ação do glúteo médio estar relacionada à estabilização da pelve durante a fase de postura média na marcha. O movimento alterado de abdução quadril pode ocorrer por fraqueza do glúteo médio, alterações articulares sacroilíacas e quadril ou superatividade dos adutores. Comprometimento da estabilidade pélvica por deficiência do glúteo médio pode ser o componente chave para manutenção do desequilíbrio lombar⁽¹⁵⁾. O desequilíbrio por sua vez pode levar a desordem patelo-femoral quando há substituição com o tensor da fáscia lata, sobrecarga sobre as articulações do quadril, sacro-ilíaca, lombo-pélvica devido à inibição do glúteo médio pelo encurtamento do psoas ou dos adutores e dor miofascial na região lombo-pélvica devido ao sinergismo excessivo do quadrado lombar⁽¹⁷⁾.

Wolg e Callaghan⁽⁶⁵⁾ analisando o alinhamento pélvico durante o movimento de abdução ativa do quadril observaram que os indivíduos com dor lombar apresentam maior dificuldade em manter o alinhamento pélvico no plano frontal quando comparados com indivíduos sem dor.

Já o teste qualificável de enrolamento do tronco analisa a qualidade com que o movimento de flexão do tronco é executado. O movimento é realizado pelo reto do abdome com o psoas agindo como potente sinergista. Padrões compensatórios durante a execução do teste podem indicar deficiência nos mecanismos de estabilização e de controle abdominal⁽¹⁵⁾, contribuindo para manifestação clínica e dor lombar.

O último teste qualificável citado por Cox⁽¹⁵⁾ para avaliar a estabilidade da coluna lombo-pélvica é o de agachamento. Esse teste avalia a força e resistência do quadríceps a partir da forma como o movimento é realizado. Movimento alterado pode indicar alterações nos mecanismos de estabilização e equilíbrio. As repercussões podem ser importantes uma vez que esse movimento é realizado com grande frequência durante as atividades de vida diária.

Estes últimos se caracterizam como testes que avaliam qualitativamente o comportamento de músculos estabilizadores lombo-pélvicos, e buscam por meio de análise visual verificar comportamentos alterados e padrões compensatórios de movimentos. Embora, estes testes qualificáveis estejam presentes na literatura^(15,65), e sendo utilizado com frequência na clínica fisioterapêutica, sua reprodutibilidade ainda precisa ser melhor estabelecida.

Com base nos trabalhos de Norris⁽¹⁸⁾, Cox⁽¹⁵⁾ e Liebenson⁽¹⁸⁾ foi então montado (Laboratório de Fisioterapia Aplicada ao Movimento Humano da FCT/UNESP) um protocolo denominado “Protocolo de avaliação da capacidade física funcional” para estabilização lombo-pélvica, contendo testes clínicos físico funcionais quantificáveis (de coordenação e equilíbrio, flexibilidade, resistência e comprimento e força), e testes para avaliar qualidade dos movimentos (testes de extensão e abdução do quadril, enrolamento do tronco e agachamento). Os resultados preliminares da aplicação deste protocolo⁽¹⁹⁾ com voluntários jovens sem queixa de dor demonstraram que entre os 20 voluntários, a grande maioria não foi capaz de completar os testes ou realizá-los de forma correta, demonstrando baixa capacidade física funcional.

3 - MATERIAIS E MÉTODO

3.1 - Amostra

Para realização deste estudo foram selecionados 27 voluntários de ambos os sexos, com idades entre 20 e 28 anos, estudantes da Faculdade de Ciências e Tecnologia da UNESP – Campus de Presidente Prudente SP. A média e desvio padrão das características antropométricas foram: idade $23,85 \pm 2,21$ anos; peso $62,59 \pm 11,06$ Kg; altura $1,67 \pm 0,08$ m; índice de massa corpórea $21,85 \pm 2,31$ kg/m². Em relação ao nível de atividade física os voluntários foram classificados em ativos 16 (59%), irregularmente ativo 1 (4%) e sedentários 10 (37%), segundo modelo proposto pelo International Physical Activity Questionnaire (IPAQ).

Todos os voluntários para que fizessem fazer parte do estudo deveriam preencher os seguintes critérios de inclusão:

- idade entre 20 e 30 anos;
- índice de massa corpórea entre 18,5 e 26;
- ausência de dor lombar nos últimos 6 meses;
- ausências de doenças osteomioarticulares e neurológicas.

Foram excluídos os voluntários que apresentaram as seguintes condições:

- ter realizado tratamento para dor lombar;
- dor no ombro que o impedisse de elevar o braço;
- ter sido submetido a procedimento cirúrgico na região lombar;
- estar fazendo uso de medicação (antidepressivos e analgésicos);
- estar grávida;

- presença de grandes alterações posturais (acentuação das curvaturas fisiológicas e presença de escoliose).

Os voluntários que satisfizeram os critérios estabelecidos foram convidados a participar do estudo e esclarecidos sobre os procedimentos a serem realizados durante o estudo. Foram também informados que a participação era puramente voluntária e anônima e, após, concordarem assinaram o termo de consentimento livre esclarecido (Anexo I) para que pudessem fazer parte da pesquisa. O estudo foi enviado e aprovado pelo Comitê de Ética (Processo nº 255/2008) e foi realizado no Laboratório de Estudo do Movimento Humano Aplicado à Fisioterapia, do curso de Fisioterapia da Faculdade de Ciências e Tecnologia da UNESP – Campus de Presidente Prudente.

3.1.1 - Protocolo utilizado para a seleção dos voluntários

Para garantir a seleção (principalmente, com relação à ausência de dor lombar e a presença de grandes alterações posturais) todos os voluntários foram submetidos ao “Protocolo de Avaliação de Instabilidade e Dor Lombar” (Anexo II), sendo constituído pelo questionário de avaliação funcional (Índice de Incapacidade Lombar Oswestry, validado por Vigatto et al.⁽⁶⁶⁾ e pela Avaliação da Intensidade de Dor (Escala Analógica visual - EVA). O questionário de Oswestry foi criado com objetivo de analisar o quanto a presença de dor lombar está comprometendo o indivíduo em suas atividades de vida diária. Ele é composto por 10 questões, cada uma com 6 possibilidades de resposta e o voluntário deve escolher uma, para cada resposta uma

pontuação que vai de zero a cinco, os resultados das 10 questões são somados e multiplicados por dois para transformá-lo em porcentagem. O resultado classifica o voluntário em uma das cinco categorias: Incapacidade mínima (0-20%), moderada (20-40%), severa (40-60%), muito severa (60-80%) e incapacidade total (80-100%). O voluntário que apresentasse grau de incapacidade moderada para cima ou relato de dor na escala analógica visual automaticamente era excluído do estudo.

3.1.2 - Avaliação e quantificação postural

Os voluntários que passaram pela primeira fase da seleção foram submetidos ao protocolo para classificação e quantificação postural baseada nos trabalhos de Bricot⁽⁶⁷⁾, Smith, O' Sullivan e Straker⁽⁶⁸⁾, Maggee⁽⁶⁹⁾ e Kendall, et al.⁽⁵⁶⁾. Os procedimentos para classificação e quantificação postural foram divididos em quatro partes (alinhamento postural, medida da lordose, inclinação pélvica e presença de escoliose) e são descritos no Anexo III. Os resultados da avaliação podem ser vistos na Tabela 1 do Anexo III. Embora alguns voluntários não apresentem alinhamento ideal de acordo com modelo proposto por Kendall et al.⁽⁵⁶⁾, nenhum dos voluntários pode ser considerado com grandes alterações posturais, de forma que os 27 voluntários foram selecionados para continuar no estudo.

3.2 - Modelo Experimental

Para atender aos objetivos deste trabalho todos os voluntários foram submetidos a dois procedimentos de avaliação, sendo o Teste Físico Funcional (para avaliar a capacidade física e funcional para estabilização lombo-pélvica)

e à Determinação de início de ativação muscular (EMG-S) que foram realizados em dias diferentes, respectivamente.

O Teste Físico Funcional é formado por um conjunto de testes clínicos divididos em 4 domínios: Coordenação e Equilíbrio (1), Flexibilidade (2), Resistência (3) e Comprimento e Força (4) (Anexo IV). Cada voluntário foi submetido ao conjunto de testes em um único dia.

Para realização da coleta da EMG-S eletrodos ativos de superfície para captação da atividade eletromiográfica foram fixados nos músculos Multifido Lombar (ML), Transverso do Abdome/Oblíquo Interno (TrA/OI) e Deltóide Anterior (DA). O eletrodo do músculo DA foi colocado no membro superior dominante (serviu como referência para indicar o início do movimento do membro) e os eletrodos dos músculos TrA/OI e ML foram colocados no lado contralateral. Os indivíduos realizaram 12 repetições do movimento de flexão do membro superior dominante, com intervalos de 10 segundos entre cada repetição.

3.3 – Instrumentação

3.3.1 – Materiais utilizados nos Testes Físicos Funcionais

Para aplicação dos testes físicos funcionais foram utilizados: cronômetro, goniômetro, lápis dermatográfico, fita métrica e divã com superfície rígida estável.

3.3.2 - Sistema de Aquisição de Sinais EMG-S e Aceleração

Para a coleta dos dados foi utilizado um sistema de aquisição de sinais, marca EMG System do Brasil®, constituído de eletrodos de superfície, um

acelerômetro, pré-amplificadores, diodo emissor de luz, condicionador de sinais e *software* de aquisição e armazenamento de dados (Figura 1).

Para captação dos sinais EMG foram utilizados 3 pares de eletrodos de superfície, modelo Meditrace da marca Kendall®, com superfície de captação de AgCl com diâmetro de 10 mm, posicionados paralelamente, separados entre si por 20 mm. Foi conectado aos eletrodos um circuito pré-amplificador com ganho de 20 vezes, CMRR (Common Mode Rejection Ratio) maior que 80 dB e impedância de $1012\ \Omega$.



Figura 1: Sistema de aquisição de sinais.

Para indicar ao voluntário o momento inicial de cada movimento foi utilizado um dispositivo composto por um circuito elétrico onde estavam dispostos um diodo emissor de luz (LED) e um gatilho. No momento em que o pesquisador aperta o gatilho, o LED se acende no campo de visão do indivíduo (Figura 2).

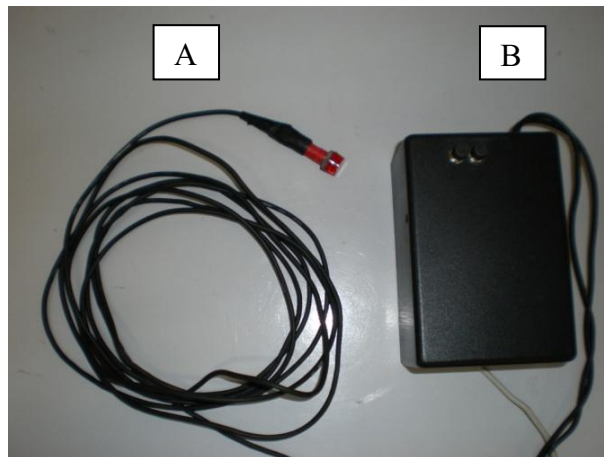


Figura 2: Dispositivo eletrônico para sinalizar o momento para início do movimento, formado por um LED (A) e um gatilho (B).

Os eletrodos foram conectados ao módulo condicionador de sinais onde os sinais analógicos foram filtrados com faixa de frequência de corte de 20 Hz e 500 Hz e amplificados para um ganho final de 1000 vezes. O sistema ainda continha uma placa de conversão de sinal analógico para digital (A/D) configurada para frequência de amostragem de 1000 Hz.

Para monitorar a aceleração durante os movimentos do membro superior um acelerômetro (da marca EMG System do Brasil®) foi utilizado conectado ao condicionador de sinais (Figura 3).



Figura 3: Acelerômetro da marca EMG System do Brasil para captação da aceleração do membro superior.

3.3.3 - Outros materiais

Também foram utilizados os seguintes materiais: algodão, álcool 90%, lâmina descartável para tricotomia, fita adesiva, tesoura, caneta hidrográfica, eletrodos auto-adesivos, roupa adequada.

3.4 - Procedimentos de coleta de dados

3.4.1 – Testes Físicos Funcionais

Para o **Domínio da Coordenação e Equilíbrio** foi aplicado o teste proposto por Cox⁽¹⁵⁾. Neste teste o voluntário é orientado a equilibra-se em um único membro enquanto o outro permanece com flexão de 90° de joelho, 45° de quadril e braços ao lado do corpo. Deve-se observar se há desnivelamento pélvico, movimento excessivo do braço, balanço do tronco. A presença desses padrões compensatórios e/ou colocar o pé no chão indicam propriocepção e coordenação fracas. O tempo que o voluntário deve permanecer sem tocar o pé no chão e/ou compensações é de 20 segundos para ser considerado normal (Figura 4).



Figura 4: Teste de Coordenação e Equilíbrio.

No **Domínio da Flexibilidade** foi aplicado o teste de Thomas modificado⁽¹⁵⁾ para avaliar o comprimento do íliopsoas e reto femoral nos lados direito e esquerdo. Para execução do teste o voluntário é orientado a ficar em decúbito dorsal com o quadril próximo a borda da maca e flexão dos membros inferiores. Solicita-se que o voluntário mantenha um membro flexionado enquanto o outro é avaliado. O teste é considerado normal quando a região posterior da coxa do membro avaliado toca a superfície da maca e o joelho flexiona 80° (Figura 5).



Figura 5: Teste de Thomas modificado.

Ainda dentro do domínio da flexibilidade foi aplicado o teste de Schober modificado⁽⁴⁾ para avaliar a flexibilidade muscular da coluna lombar. Com o voluntário em pé solicita-se que efetue a flexão máxima do tronco e a distância entre o terceiro dedo e o solo é mensurada. Segundo Liebenson o terceiro dedo deve tocar o solo para que a flexibilidade seja considerada normal, quanto maior à distância dedo solo menor é a flexibilidade lombar (Figura 6).



Figura 6: Teste de Schober modificado.

No **Domínio da Resistência** foi aplicado quatro testes baseados nos trabalhos de Cox⁽¹⁵⁾ e Liebenson⁽¹⁷⁾. O primeiro teste de resistência realizado foi de agachamento repetitivo para avaliar o quadríceps e o glúteo máximo. Para execução do teste o voluntário é orientado a ficar na posição ortostática com os pés afastados (15 cm), e então abaixar até as coxas ficarem paralelas ao solo. Segundo Cox⁽¹⁵⁾ o voluntário deve realizar 50 repetições para ser considerado normal (Figura 7).



Figura 7: Teste de Agachamento Repetitivo.

O segundo teste aplicado foi o de enrolamento repetitivo do tronco para avaliar a resistência dinâmica dos flexores do tronco. Para execução o voluntário deve ficar em decúbito dorsal com os joelhos flexionados a 90° e tornozelos fixos. O voluntário é orientado a fazer enrolamento do tronco até que sua eminência tênar alcance a patela. O teste é considerado normal quando o voluntário atinge máximo de 50 repetições⁽¹⁵⁾ (Figura 8).



Figura 8: Teste de Enrolamento Repetitivo do Tronco.

O terceiro teste realizado foi para avaliar a resistência estática dos músculos extensores das costas (Sorensen). Para realização do teste o voluntário deve ficar em decúbito ventral com as cristas ilíaca ântero-superior no final da mesa de exame com a coxa e os tornozelos fixos. O voluntário é então orientado a sustentar o tronco que está fora da mesa de exame o maior tempo possível ou por um máximo de 4 minutos. Segundo Cox⁽¹⁵⁾ para que o voluntário seja considerado normal ele deve ser capaz de manter o tronco na posição por 4 minutos. Durante a execução o voluntário precisa manter o corpo alinhado, na presença de dor lombar e/ou desalinhamento o teste é interrompido^(15,52) (Figura 9).



Figura 9: Teste Estático de Resistência das Costas de Sorensen.

O último teste de resistência aplicado foi o teste de ponte lateral que avalia a resistência estática do quadrado lombar. O voluntário em decúbito lateral é orientado a elevar e sustentar a pelve o maior tempo possível ou por um tempo máximo de $84,5 \pm 34,5$ segundos, estando apoiado apenas nos pés e antebraço⁽¹⁷⁾(Figura 10).



Figura 10: Teste de Resistência Estática do Quadrado Lombar.

No **Domínio do Comprimento e Força** muscular foram avaliados os músculos psoas, fibras posteriores do glúteo médio e glúteo máximo. Para execução do teste o membro é posicionado de forma passiva em encurtamento

(músculo testado) e caso o voluntário não seja capaz de sustentar o membro após a retirada do apoio o músculo estará excessivamente alongado, o músculo testado encontra-se com alteração de força. Será considerado normal quando o voluntário sustentar a posição por 20 segundos⁽¹⁷⁾(Figura 11).

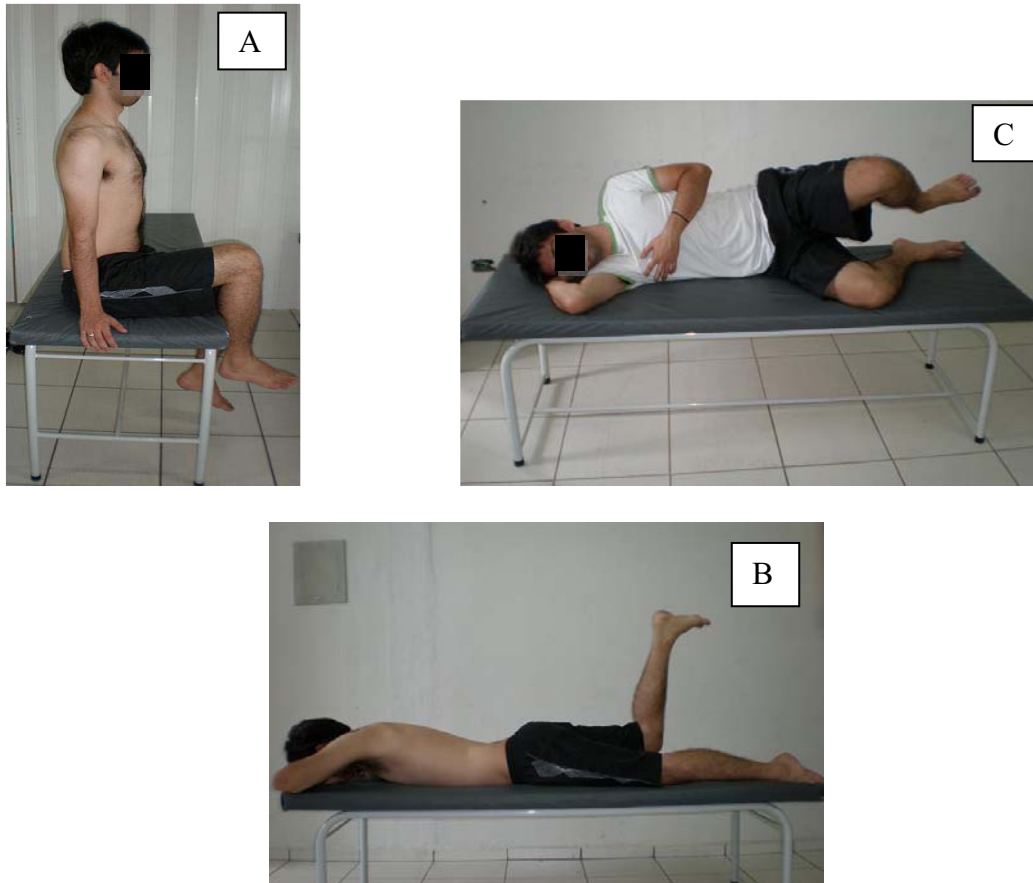


Figura 11: Teste de comprimento e força (*Inner Range*) para psoas (A), glúteo médio (B) e glúteo máximo (C).

3.4.2 – Determinação do início de ativação muscular (EMG-S)

3.4.2.1 - Posicionamento e Fixação dos Eletrodos

Imediatamente após o preparo do sistema de aquisição de sinais iniciou-se os procedimentos para a localização e fixação dos eletrodos de captação da atividade elétrica dos músculos. Para minimizar a impedância da pele, antes

colocação dos eletrodos, realizou-se tricotomia no local da fixação, limpeza com álcool hidratado e demarcação de cada músculo a ser analisado.

A seguir, consta descrição dos locais onde foi realizada a fixação dos eletrodos:

1. Músculo TrA/OI: Com o indivíduo em decúbito dorsal localizou-se a espinha ilíaca ântero-superior e então foi marcado um ponto localizado 2 cm medial e 2 cm caudal da espinha ilíaca ântero-superior. O eletrodo foi colocado medialmente ao ligamento inguinal⁽⁵⁾ (Figura 12).



Figura 12: Eletrodos posicionados no músculo transverso do abdome/obliquo interno (TrA/OI).

2. Músculo ML: Com o indivíduo em decúbito ventral com a coluna lombar ligeiramente em flexão, localizaram-se os pontos que correspondem ao espaço intervertebral compreendido entre L1- L2, o processo espinhoso da vértebra L5 e espinha ilíaca pósterio-superior (EIPS). As fibras inferiores e superficiais do músculo multifido estão compreendidas neste triângulo formado por L1- L2, L5 e EIPS. Os eletrodos foram fixados 2-3 cm laterais a processo espinhoso de L5⁽⁷⁰⁾ (Figura 13).

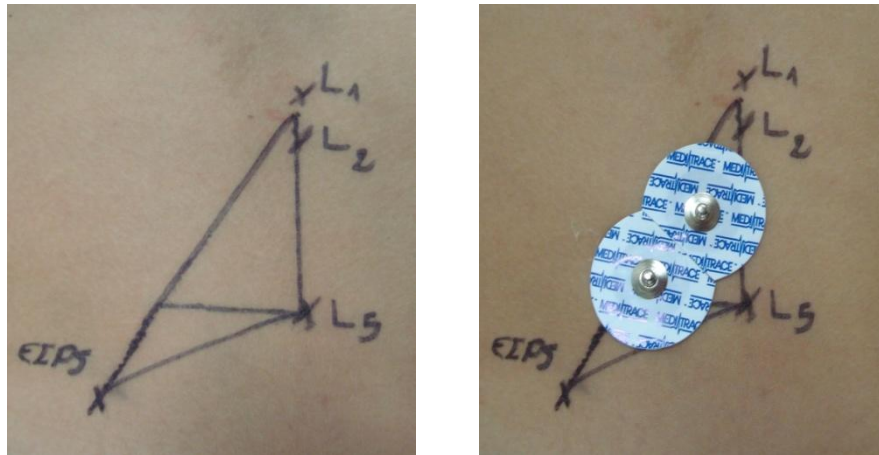


Figura 13: Esquema para determinação da localização do múltifido lombar (ML) e eletrodos posicionados no músculo.

3. Músculo DA: Com o indivíduo sentado em uma cadeira, localiza-se o acrômio e anteriormente a ele e um dedo abaixo está à porção anterior do músculo deltóide anterior⁽⁷⁰⁾ (figura 14). Para garantir o correto posicionamento dos eletrodos o voluntário foi orientado a realizar a flexão do ombro contra a resistência do avaliador. O eletrodo foi então fixado na porção anterior do deltóide, por ser a porção responsável pela flexão do membro superior.

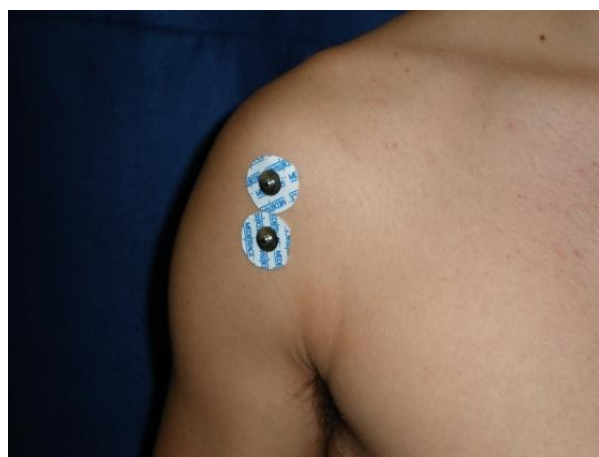


Figura 14: Determinação da localização do músculo deltóide anterior e eletrodos posicionados no músculo.

Para todos os músculos a distância entre o centro dos eletrodos foi de 2 cm e foram posicionados longitudinalmente à fibra muscular, ou seja, mantendo o mesmo sentido das fibras, e os amplificadores foram fixados com esparadrapo sobre a pele com o voluntário na posição ortostática. Estes cuidados garantiram uma boa fixação, visto que se objetivava minimizar a possibilidade de ocorrer deslocamentos dos eletrodos sobre a pele durante os movimentos.

O eletrodo de referência (terra) foi colocado na face anterior do punho do lado não-dominante, sobre o processo estilóide da ulna.

3.4.2.2 - Certificação da qualidade do sinal a ser captado

Com o indivíduo em posição ortostática e todos os eletrodos devidamente fixados, o indivíduo permaneceu em repouso para testar cada canal a fim de verificar a presença de interferências para otimização do sinal de coleta.

Em seguida, cada músculo era testado isoladamente de acordo com a prova de função específica de cada um, como descrito a seguir:

- Músculo ML: Indivíduo em posição ortostática realiza flexão do tronco e pede-se para que ele faça a extensão contra a resistência do avaliador.

- Músculo TrA/OI: Em posição ortostática, com as mãos atrás da cabeça, o indivíduo realiza flexão do tronco seguida de rotação do tronco na mesma direção do lado de fixação do eletrodo;

- Músculo DA: Indivíduo em posição ortostática realiza flexão do ombro contra resistência manual.

3.4.2.3 - Coleta dos dados

Após a preparação dos voluntários e treinamento dos movimentos de flexão do membro superior dava-se início à coleta dos sinais eletromiográficos. Durante a coleta, os indivíduos permaneceram na posição ortostática, com as pernas estendidas e os pés mantidos separados a uma distância correspondente à largura do quadril, braços relaxados e pendentes ao lado do corpo.

O movimento de flexão do membro superior foi executado com o braço dominante, sendo que os voluntários foram instruídos e treinados a realizá-los com velocidade máxima e amplitude de aproximadamente 60° após o estímulo visual. Cada participante realizou dois ensaios consecutivos até a determinação da velocidade ideal, e o movimento era iniciado com o indivíduo posicionado à frente do dispositivo luminoso (Figura 15).

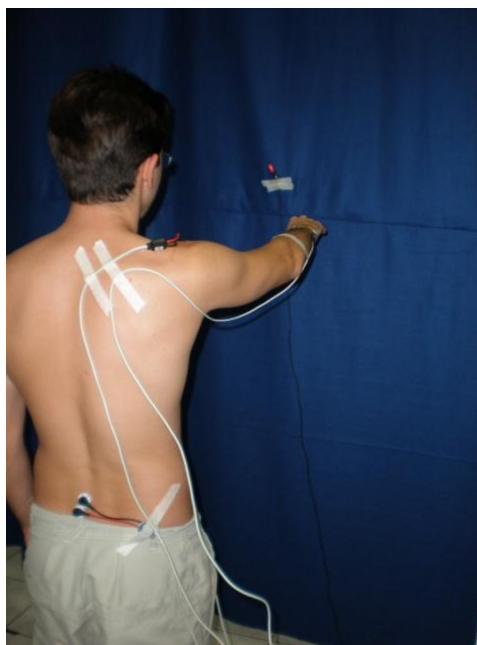


Figura 15: Movimento de flexão do membro superior realizado após sinal luminoso.

Para a realização de cada movimento, o avaliador acionava o processo de ativação dos sinais, e em seguida liberava o sinal luminoso. Assim que o sinal luminoso era acionado, o indivíduo realizava o movimento na sua velocidade máxima. Foram realizados 12 movimentos de flexão do membro superior. A seguir, veja na Figura 16, exemplo de uma coleta realizada por um dos voluntários.

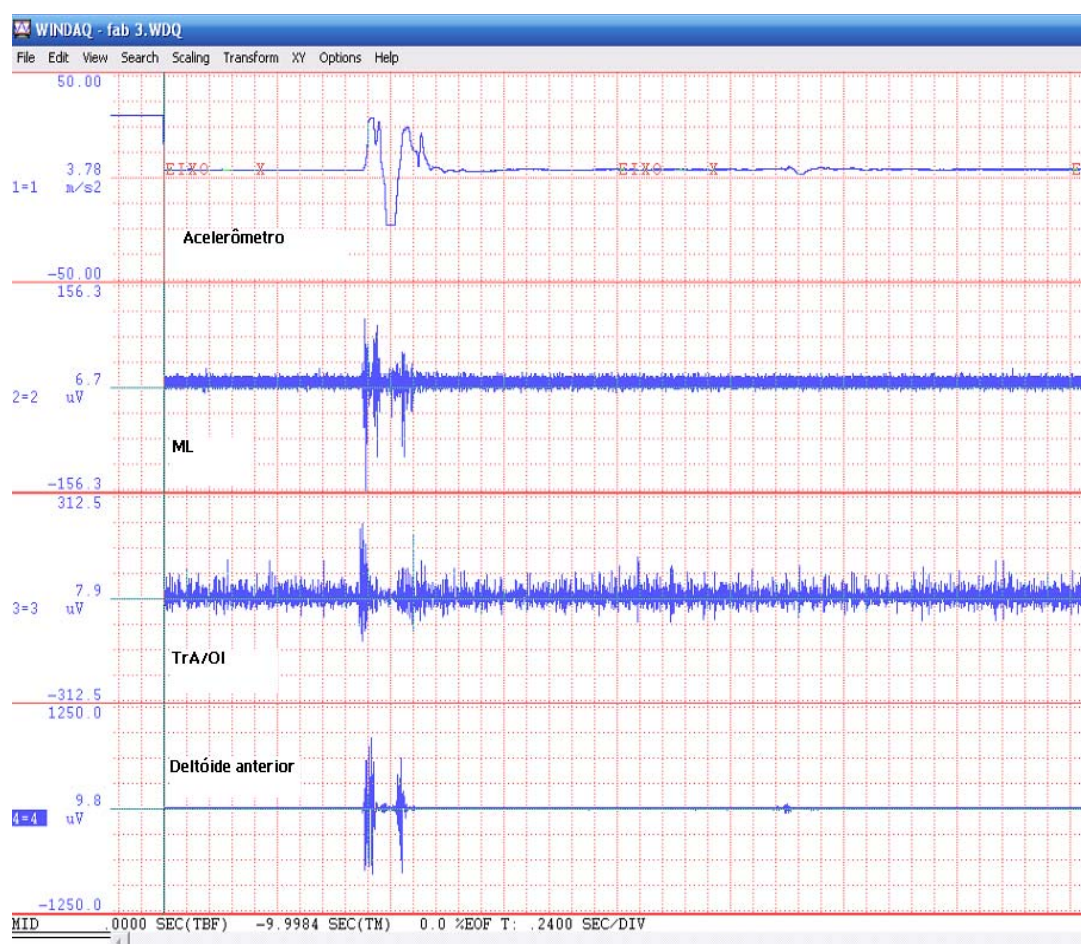


Figura 16: Exemplo da coleta realizada durante o movimento rápido do membro superior, mostrando o registro da aceleração do movimento do membro superior, e atividade EMG-S dos músculos Multífido Lombar (ML), Transverso do abdome/Obliquo Interno (TrA/OI) e deltóide anterior (DA).

3.5 – Organização dos dados coletados

3.5.1 - Testes Físicos Funcionais

Todos os valores obtidos durante os testes foram registrados em tabelas, separadamente para cada um dos 4 domínios (Coordenação e Equilíbrio, Flexibilidade, Resistência e Comprimento e Força), e podem ser observados no Anexo V.

3.5.2 - Seleção do sinal do acelerômetro para análise

Para análise da aceleração do movimento rápido de flexão do membro superior foi utilizado o software WINDAQ (da marca EMG System do Brasil®). Primeiro estabeleceu-se como critério pelos pesquisadores realizar a seleção visual do trecho a ser analisado, e desta forma dois pontos foram determinados para todos os movimentos realizados pelos voluntários. O primeiro ponto (linha azul) foi o momento em que o indivíduo iniciou o movimento com o braço, dando início à curva de aceleração e o segundo foi o momento (linha preta) em que ocorreu o final do movimento de flexão do membro superior (que corresponde à desaceleração do movimento) (Figura 17).

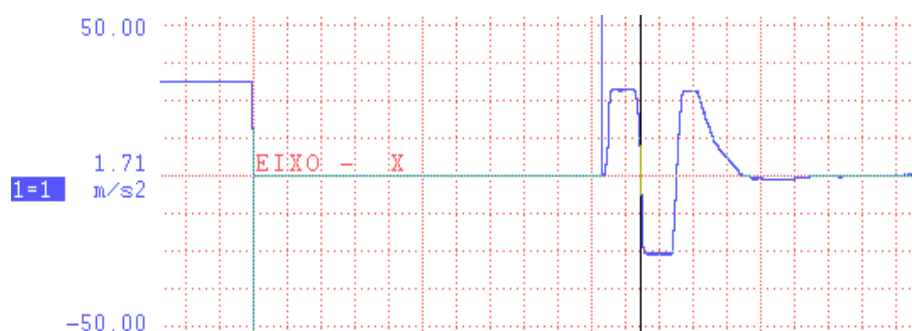


Figura 17: Exemplo da seleção de um trecho do sinal de aceleração durante o movimento rápido de flexão do membro superior.

Selecionado o trecho foram obtidos os valores de aceleração máxima, média e desvio padrão, que podem ser vistos no Anexo VI.

3.5.3 - Seleção do sinal eletromiográfico para análise

Na seleção dos sinais EMG coletados foi utilizado o software WINDAQ (da marca EMG System do Brasil®) para determinação dos traçados e conversão para linguagem *.dat* e o Matlab (versão 6.5) para processamento propriamente dito, cuja rotina para análise do sinal no domínio do tempo foi programada pelo Prof. Dr. Fábio Mícolis de Azevedo.

Assim, o primeiro passo após a coleta foi a seleção visual dos sinais e conversão para *.dat*, considerando o início do traçado (T1) o tempo de mais ou menos 1000ms antes do início de ativação de qualquer um dos três músculos em análise e o final (T2) após o final da atividade muscular.

O segundo passo foi submeter os sinais selecionados à rotina elaborada em ambiente Matlab para a determinação do início da atividade dos músculos DA, TrA/OI e ML nos movimentos de flexão do ombro.

Desta forma, na rotina desenvolvida, os traçados eletromiográficos selecionados foram inicialmente submetidos à retificação total do sinal, envoltória linear com filtro passa baixa de 50 Hz (Butterworth de 6ª ordem). Em seguida, o algoritmo apresentou uma janela, na tela do Matlab, para identificação visual do início de ativação (e que foi realizada pelo pesquisador); posteriormente, o algoritmo identificou o ponto no qual o sinal desviou da linha de base (obtida em 200ms antes do início da atividade) mais do que 3 desvios padrão, por um tempo mínimo de 25ms⁽⁷¹⁾ (Figura 18).

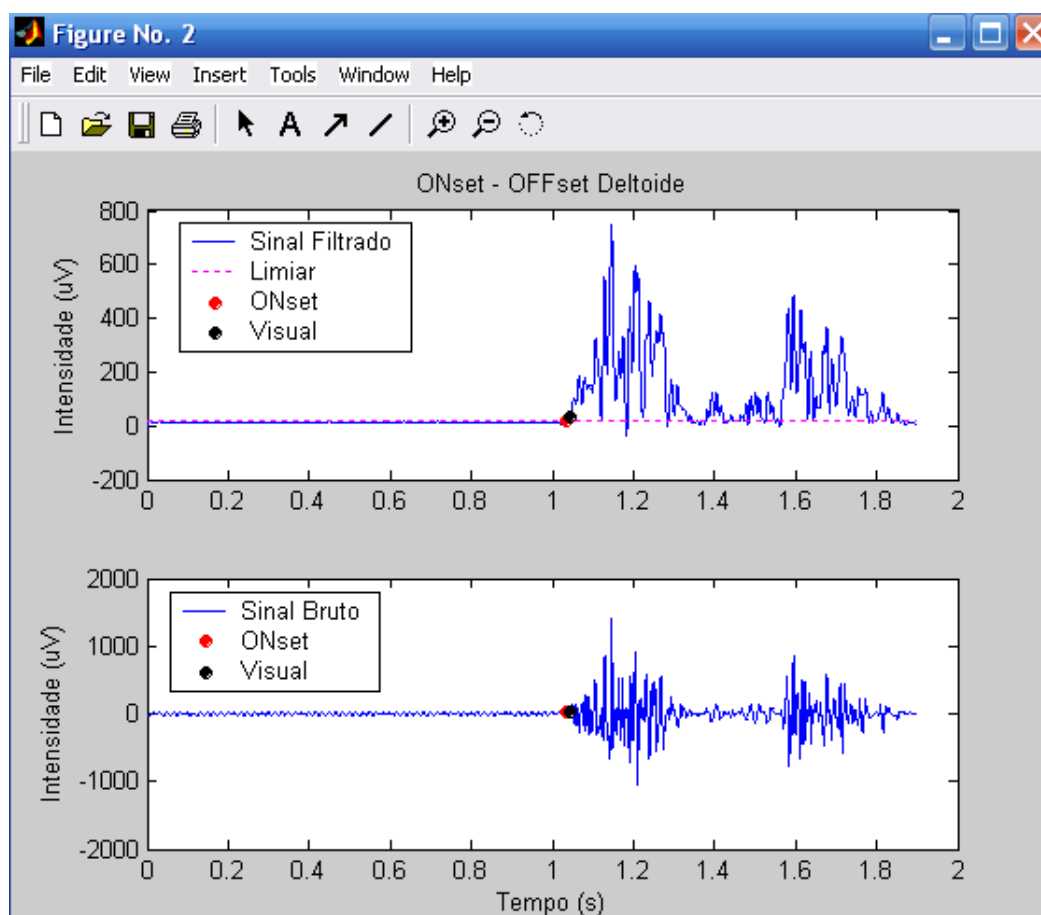


Figura 18: Exemplo de um sinal EMG-S do músculo deltóide anterior (DA) obtido durante o movimento de flexão do membro superior.

Após a determinação do início de ativação muscular dos três músculos (TrA/OI, ML e DA) a rotina determinava a diferença entre os tempos obtidos do DA com os outros dois músculos; dividindo o tempo (em milissegundos) do DA pelo TrA/OI, e do DA pelo ML. Desta forma, quando o valor da divisão for negativo significa que o músculo foi ativado antes do DA, e quando o valor for positivo a ativação ocorreu após o início de ativação do DA.

Finalmente, como o DA serviu apenas de referência, apenas os valores de início de ativação do TrA/OI e do ML foram considerados para análise (os valores obtidos encontram-se no Anexo VI).

3.6 – Tratamento Estatístico

A partir dos valores de início de ativação muscular, das doze repetições realizadas de cada voluntário foram selecionados cinco valores dos músculos TrA/OI e ML. O critério para selecionar os cinco valores de cada músculo foi considerar a média da aceleração máxima do braço dentre todas as repetições realizadas; desta forma, as cinco repetições realizadas com valor de aceleração máxima do braço mais próximo dessa média foram selecionadas, cujos valores podem ser vistos no Anexo VII. Os valores foram submetidos a teste de normalidade (Kolmogorov-Smirnov) obtendo-se valor de $p > 0,10$. Como os dados apresentaram distribuição normal foi aplicado o teste t de Student (nível de significância de $P=0.05$) para comparação dos tempos de início de ativação do ML com os do TrA/OI em cada sexo, do ML com os do TrA/OI considerando toda amostra e por fim a comparação entre os tempos de início de ativação de cada músculo entre os sexos, ou seja, ML masculino x ML feminino e TrA/OI masculino com TrA/OI feminino.

Com relação aos Testes Físicos Funcionais optou-se por utilizar um fator de normalização para os domínios da coordenação/equilíbrio, flexibilidade e resistência para facilitar a apresentação dos dados coletados. Para isto foi empregado o *Score t*, em cujo procedimento de normalização o voluntário é considerado normal no teste quando atinge valor igual ou superior a 50. Para o cálculo do score t foi usado duas fórmulas:

$$[(xi - média/desvio padrão)*10]+50 \text{ e } [(média - xi/desvio padrão)*10]+50$$

Para o domínio do Comprimento e Força os resultados dos testes são apresentados descritivamente a partir do número de voluntários com ou sem alteração.

Na análise da relação entre os resultados dos Testes Físicos Funcionais e da Eletromiografia de Superfície foi utilizado a análise da curva ROC (*Receiver Operating Characteristic*) por meio do *software* Origin versão 8.0, onde a condição EMG-S de ter ou não pré-ativação muscular foi considerado como critério externo. Desta forma, a variável independente (Testes Físicos Funcionais) foi testada com relação ao maior valor de sensibilidade e especificidade na tentativa de discriminar os Testes Físicos Funcionais com a EMG-S.

4 – RESULTADOS

4.1 – Determinação do Início de ativação muscular (EMG-S)

O resultado com os valores de início e ausência de ativação muscular, obtidos durante o movimento de flexão do membro superior, pode ser observado na Tabela 1.

Tabela 1. Apresentação das médias e desvio padrão dos valores de tempo de início de ativação (em milissegundos) do músculo Multífido Lombar (ML), Transverso do Abdome/ Oblíquo Interno (TrA/OI) e dos músculos com ausência de ativação (AA) (n = 5 repetições).

Voluntário	ML (média/SD)	TrA/OI (média/SD)
Feminino		
1	19,30 ±27	AA
2	23,9 ±31,7	-5,1 ±26
3	AA	AA
4	AA	AA
5	-7,79 ±21,07	-8,9 ±33,2
6	30,2 ±23,8	AA
7	-13,50 ±19,41	AA
8	-5,93 ±16,33	-63,7 ±33,9
9	18,26 ±15,88	-28,02 ±8,56
10	10,60 ±13,04	AA
11	-16,77 ±14,66	AA
12	-0,55 ±14,42	-40,13 ±22,10
13	36,07 ±18,91	-1,8 ±32,9
14	23,78 ±16,58	22,5 ±28,5
15	-15,89 ±10,45	-40,8 ±24,1
Masculino		
16	6,08 ±12,63	-51,59 ±19,95
17	-25,3 ±32,7	-45,5 ±35,5
18	-24,2 ±29	AA
19	15,96 ±12,61	14,90 ±10,42
20	-30,80 ±9,78	-18,4 ±31,2
21	65,26 ±17,68	-7,77 ±18,35
22	21,93 ±11,51	-2,75 ±13,41
23	9,3 ±43,1	3,9 ±35
24	24 ±11,31	5,9 ±35,6
25	12,2 ±24,5	-45,6 ±23,9
26	-3,69 ±18,10	-43,84 ±11,32
27	-1,38 ±12,15	-30,86 ±17,07

Observando a Tabela 1, verifica-se que para o ML dos voluntários 3 e 4 não verificou-se ativação muscular e o valor médio de ativação do voluntário 21

encontra-se fora do valor considerado de como pré-ativação muscular. Portanto, para o ML verificou-se que 89% (24) dos voluntários apresentaram valores de pré-ativação e 11% (03) deles não pré-ativaram. Da mesma forma, verifica-se que para o TrA/OI 70.4% (19) dos voluntários apresentaram pré-ativação e 29.6% (8) deles não pré-ativaram (com predomínio para as voluntárias mulheres – 7 delas).

A seguir são apresentadas as análises entre ML e TrA/OI, considerando os músculos dos voluntários que apresentaram valores de pré-ativação muscular ($n = 19$). A Figura 19 apresenta os valores mínimo, máximo, média e resultado do teste t de Student.

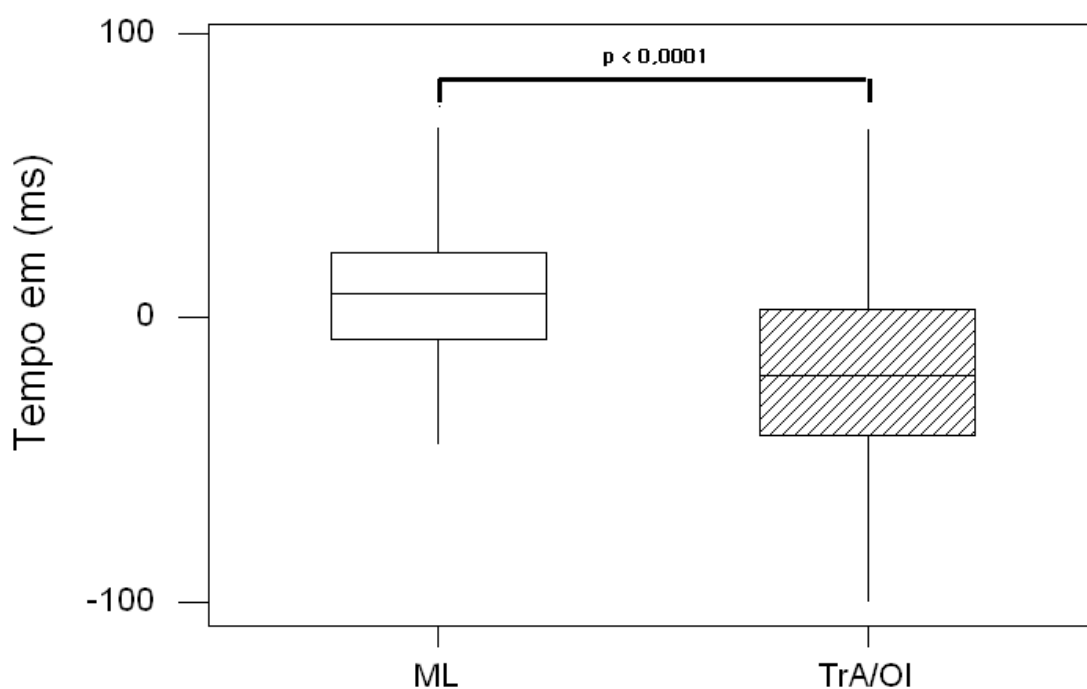


Figura 19: Valores mínimo, máximo e média dos tempos de início de ativação dos músculos Multífido Lombar (ML) e Transverso do Abdome/Oblíquo Interno (TrA/OI) ($n=19$) e o resultado do teste estatístico entre músculos.

O resultado da análise do conjunto da amostra comparando os valores de pré-ativação do ML com os valores do TrA/OI, demonstra que existe diferença significativa entre os músculos ($p < 0,0001$). Pode ser observado também que a média dos valores de pré-ativação muscular do TrA/OI é inferior a do ML; ou seja, o TrA/OI é ativado antes do que o ML.

Para a análise comparativa de pré-ativação muscular entre ML e TrA/OI separadamente entre os gêneros considerou-se um n de 8 voluntários. A Figura 20 apresenta os valores mínimo, máximo, média e resultado do teste.

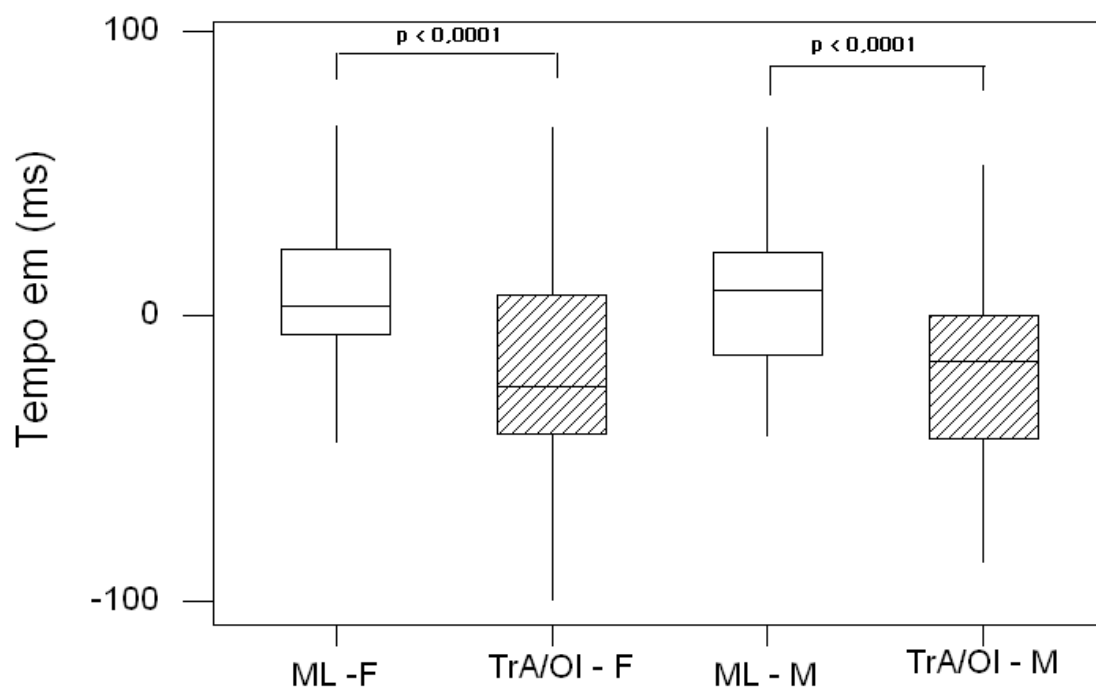


Figura 20: Valores mínimo, máximo e média dos tempos de início de ativação dos músculos Multifido Lombar (ML) e Transverso do Abdome/Oblíquo Interno (TrA/OI) dos grupos feminino (F)(n=8) e masculino (M)(n=11) e o resultado do teste estatístico entre músculos.

O resultado apresentado na Figura 20 mostra que existe diferença significativa entre os músculos nos grupos feminino e masculino ($p < 0,0001$).

Da mesma forma que o resultado do conjunto da amostra (Figura 19) pode ser observado que a média dos valores de pré-ativação muscular do TrA/OI em ambos os grupos é inferior a do ML; ou seja, durante o teste de movimento rápido de flexão do membro superior o TrA/OI é pré-ativado antes do ML no sentido de estabilizar a região lombo-pélvica.

A análise comparativa entre os valores de pré-ativação muscular do ML feminino com o ML masculino e a entre o TrA/OI feminino com o TrA/OI masculino pode ser observado na Figura 21.

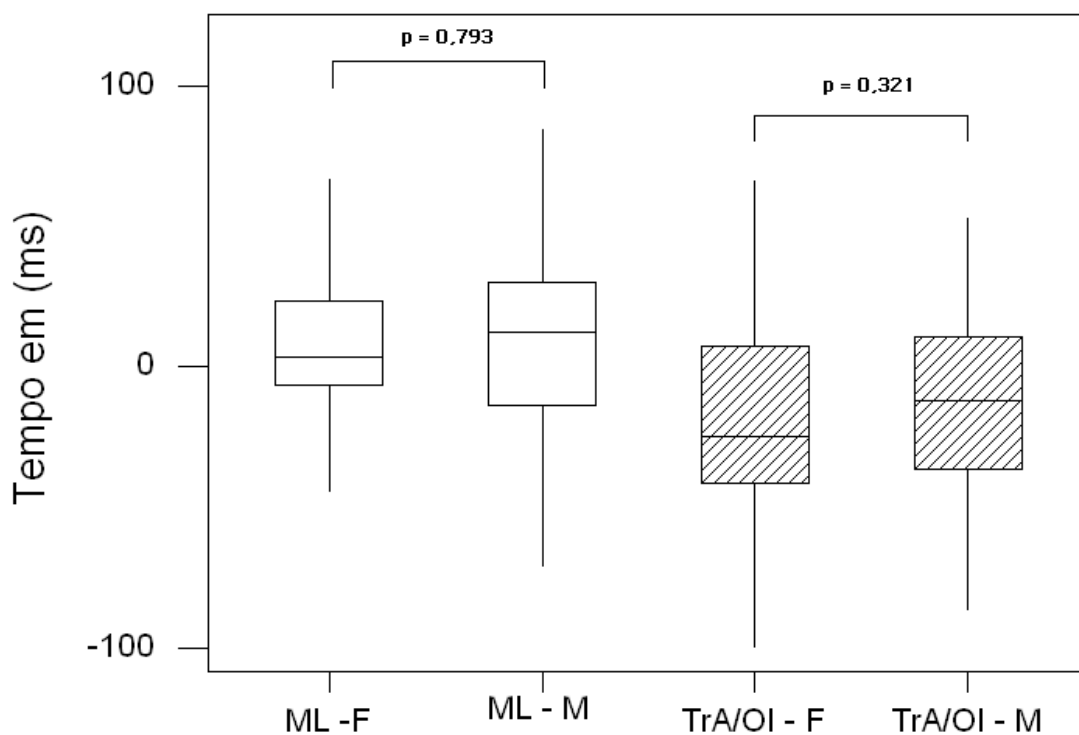


Figura 21: Valores mínimo, máximo e média dos tempos de início de ativação dos músculos Multifido Lombar (ML) masculino (M)(n=8) e feminino (F)(n=8) e Transverso do Abdome/Oblíquo Interno (TrA/OI) masculino (8) e feminino (n=8) e o resultado do teste estatístico entre grupos.

O resultado da análise comparando os valores de pré-ativação entre os músculos ML feminino e masculino ($p = 0,321$) e TrA/OI feminino com o

TrA/OI masculino ($p < 0,793$), demonstra que não há diferença significativa dos músculos entre os gêneros.

4.2 – Testes Físicos Funcionais

Uma importante observação nos resultados dos Testes Físicos Funcionais foi constatar que nenhum voluntário da amostra conseguiu obter valores de normalidade em todos os testes realizados; ou seja, mesmo sendo voluntários assintomáticos sempre foi observado algum teste com resposta alterada. Na ausência de metodologia científica que possibilitasse uma classificação funcional final de cada voluntário optou por apresentar os resultados deste estudo na forma de análise descritiva a partir de normalização usando o *score-t*, separadamente para os voluntários masculinos e femininos.

4.2.1 Domínio da Coordenação e Equilíbrio

As figuras 22 e 23 apresentam os resultados dos voluntários do sexo feminino e masculino no Teste de Coordenação e Equilíbrio.

No teste de coordenação e equilíbrio pode-se observar que 2 (13%) voluntárias (1 e 7) não conseguiram atingir o tempo esperado em ambos os lados avaliados e 2 (13%) apenas no lado esquerdo (voluntárias 4 e 13); enquanto que para o sexo masculino 2 (17%) voluntários (2 e 3) não atingiram o tempo esperado no teste em ambos os lados. Portanto, a grande maioria dos voluntários (73.3% feminino e 83.3% masculino) apresentaram valores normais.

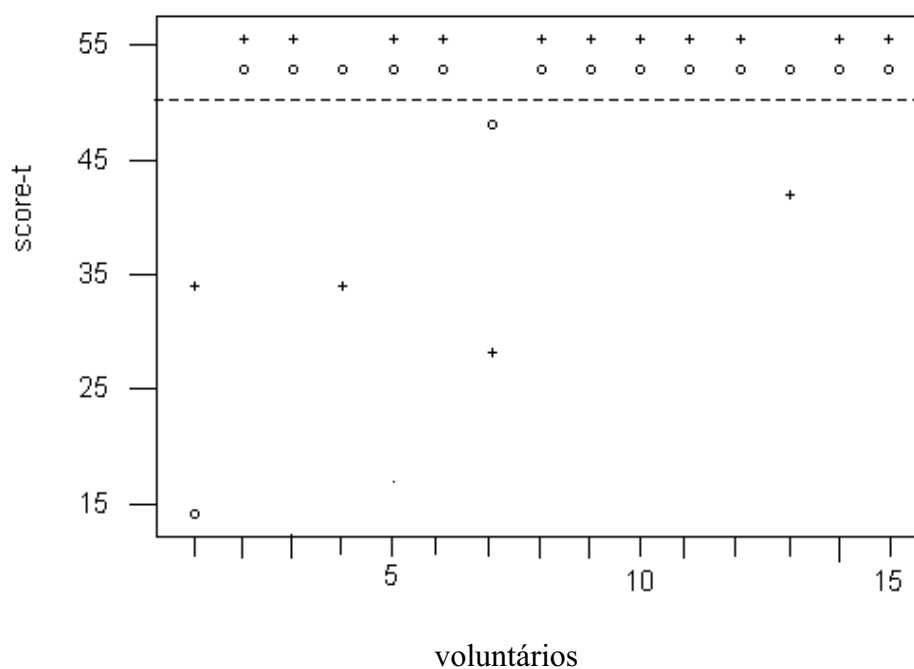


Figura 22: Resultado do Teste de Coordenação e Equilíbrio dos voluntários do sexo feminino (n = 15)(o = Membro inferior direito; + = Membro inferior esquerdo).

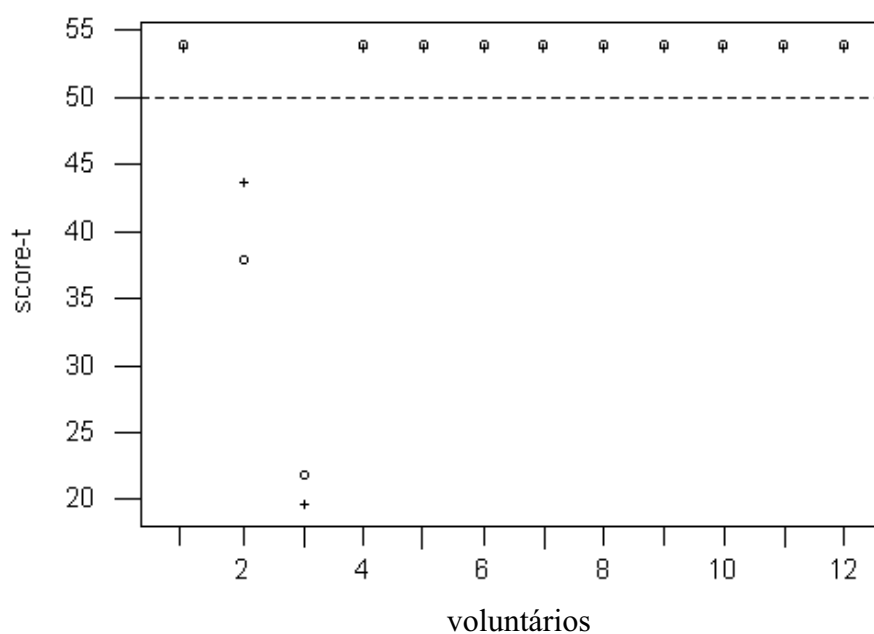


Figura 23: Resultado do Teste de Coordenação e Equilíbrio dos voluntários do sexo masculino (n = 12)(o = Membro inferior direito; + = Membro inferior esquerdo).

4.2.2 Domínio da Flexibilidade

As figuras 24 e 25 apresentam o resultado dos voluntários do sexo feminino e masculino durante os testes de flexibilidade realizados para os músculos psoas, reto femoral e espinhais lombares.

De acordo com os resultados obtidos nos testes de flexibilidade pode-se observar que 1(6,66%) voluntária apresentou encurtamento do psoas direito, 2 (13,33%) do psoas esquerdo, 8 (53,33%) do reto femoral direito, 7 (46,66%) do reto femoral esquerdo e 8 (53,33%) dos espinhais lombares. No sexo masculino 2 (16,66%) voluntários apresentaram encurtamento do psoas direito, 3 (25%) do psoas esquerdo, 5 (41,66%) do reto femoral direito, 7 (58,33%) do reto femoral esquerdo e 6 (50%) dos espinhais. Portanto, em ambos os sexos houve um número grande de voluntários com encurtamento do reto femoral e dos espinhais lombares.

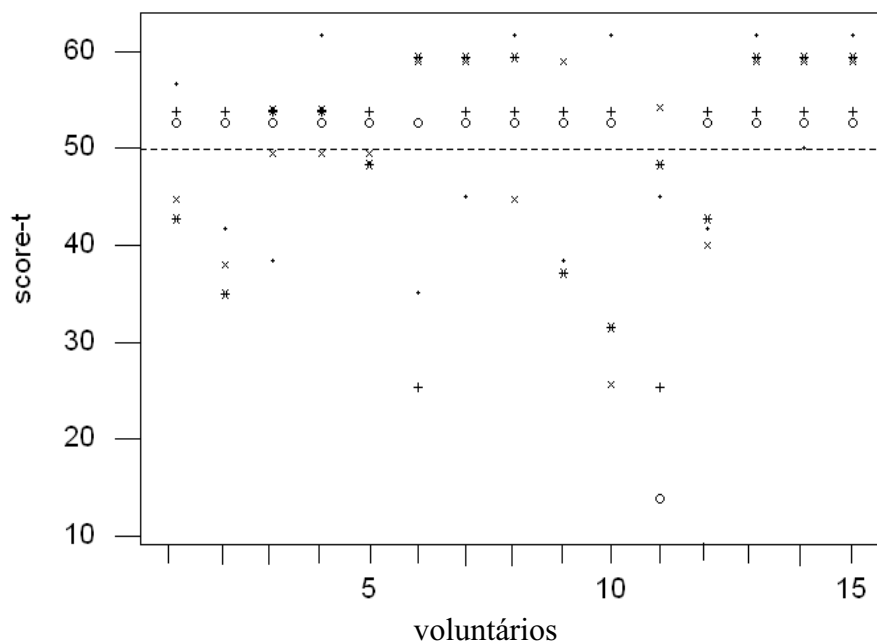


Figura 24: Resultado dos Testes de Flexibilidade dos voluntários do sexo feminino (n = 15)(o = Psoas direito; + = Psoas esquerdo; x = Reto femoral direito; *= Reto femoral esquerdo; • = espinhais).

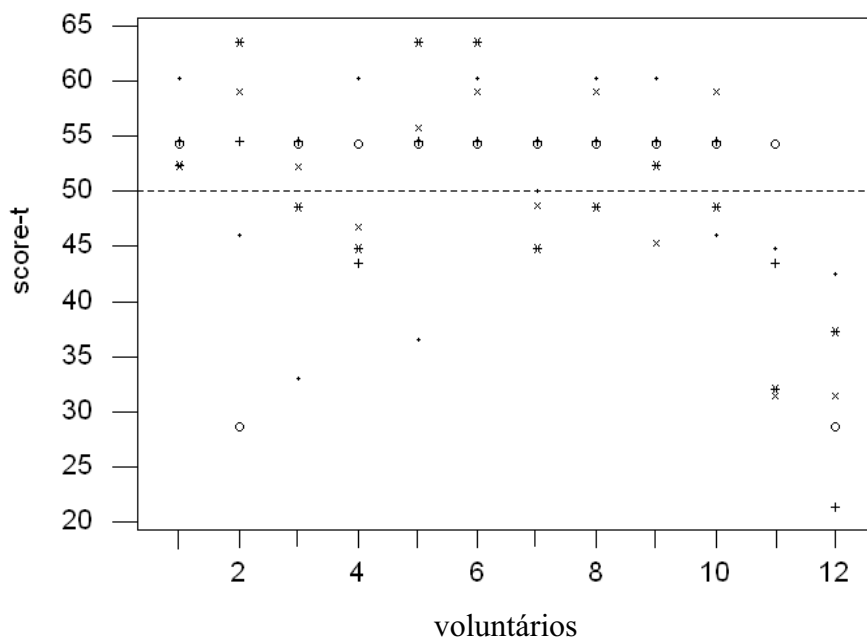


Figura 25: Resultado dos Testes de Flexibilidade dos voluntários do sexo masculino (n = 15)(o = Psoas direito; + = Psoas esquerdo; x = Reto femoral direito; *= Reto femoral esquerdo; • = espinhais).

4.2.3 Domínio da Resistência

Para o domínio da resistência serão apresentados na figura 26 e 27 o resultado dos testes de resistência dinâmica (Agachamento Repetitivo e Enrolamento Repetitivo do Tronco).

No teste de agachamento repetitivo do tronco apenas 1(6,66%) voluntária e 2 (16,66%) voluntários não conseguiram completar as 50 repetições. Enquanto que no teste de enrolamento repetitivo do tronco 8 (53,33%) voluntárias e 3 (25%) voluntários não completaram as repetições esperadas para serem considerados normais no teste. Pode-se observar, portanto, que nos testes dinâmicos o que apresentou maior número de voluntários com alteração foi o de enrolamento repetitivo do tronco especialmente no sexo feminino.

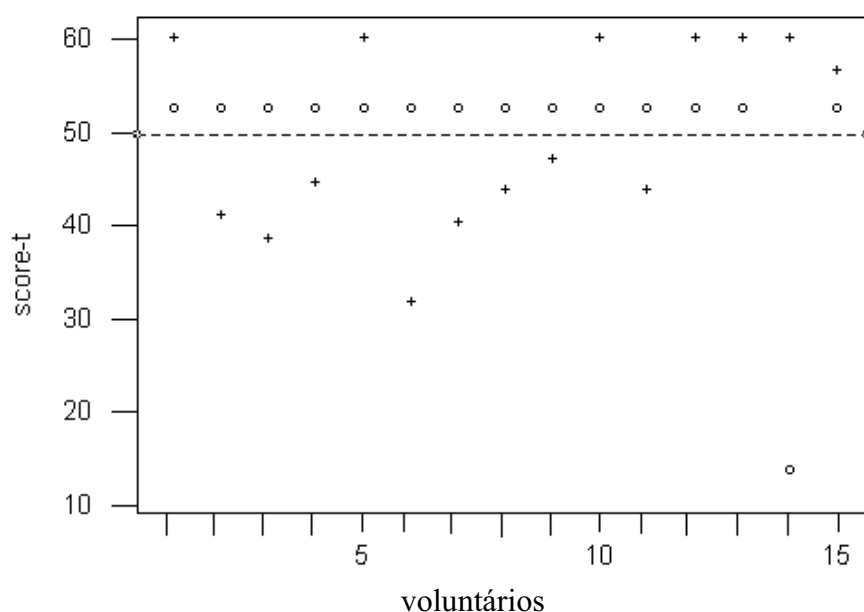


Figura 26: Resultado dos Testes de Resistência Dinâmica dos voluntários do sexo feminino (n = 15)(o = Agachamento Repetitivo; + = Enrolamento Repetitivo do Tronco).

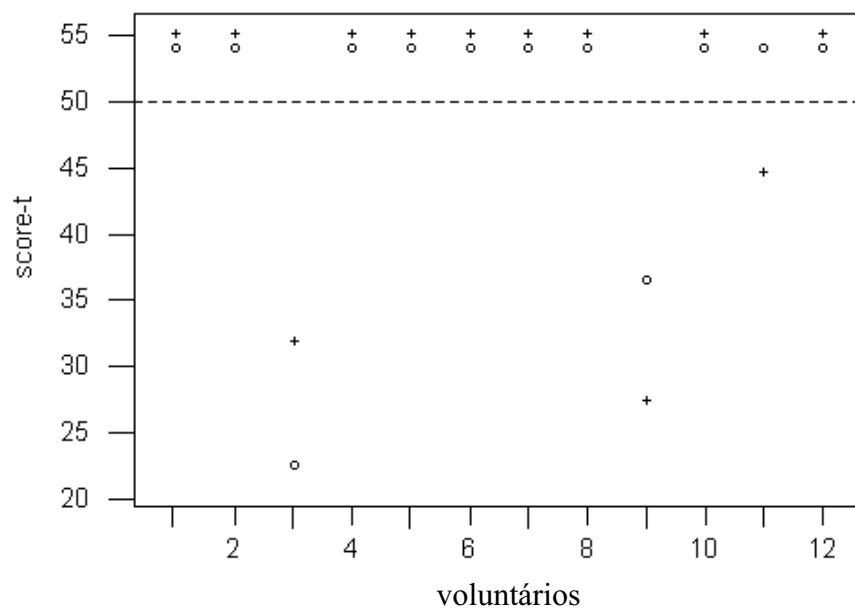


Figura 27: Resultado dos Testes de Resistência Dinâmica dos voluntários do sexo masculino (n = 12)(o = Agachamento Repetitivo; + = Enrolamento Repetitivo do Tronco).

Nas figuras 28 e 29 são apresentados os resultados dos testes estáticos (Teste de Resistência das Costas de Sorensen e do Teste de Resistência do Quadrado Lombar).

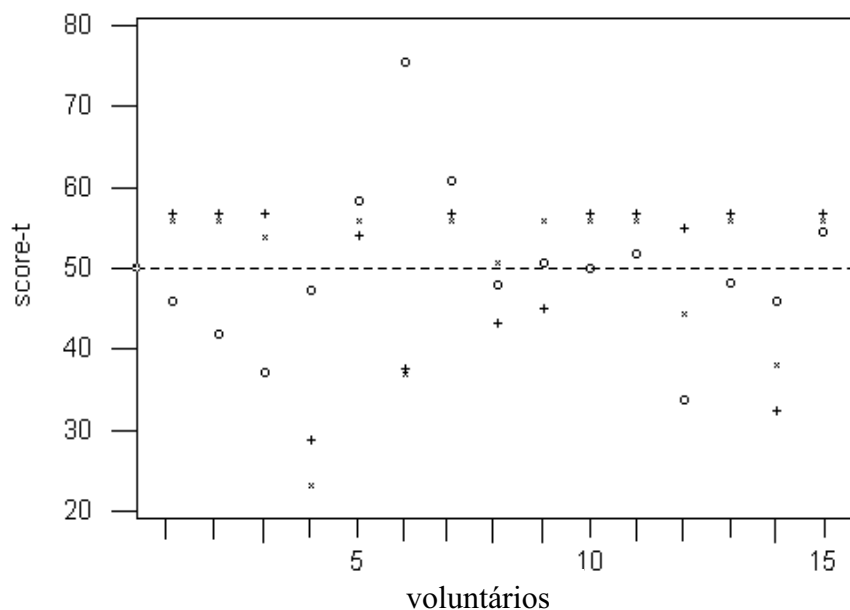


Figura 28: Resultado dos Testes Estático de Resistência dos voluntários do sexo feminino (n = 15)(o = Estático de Resistência das Costas de Sorensen; + = Estático de Resistência do Quadrado Lombar direito; x = Estático de Resistência do Quadrado Lombar esquerdo).

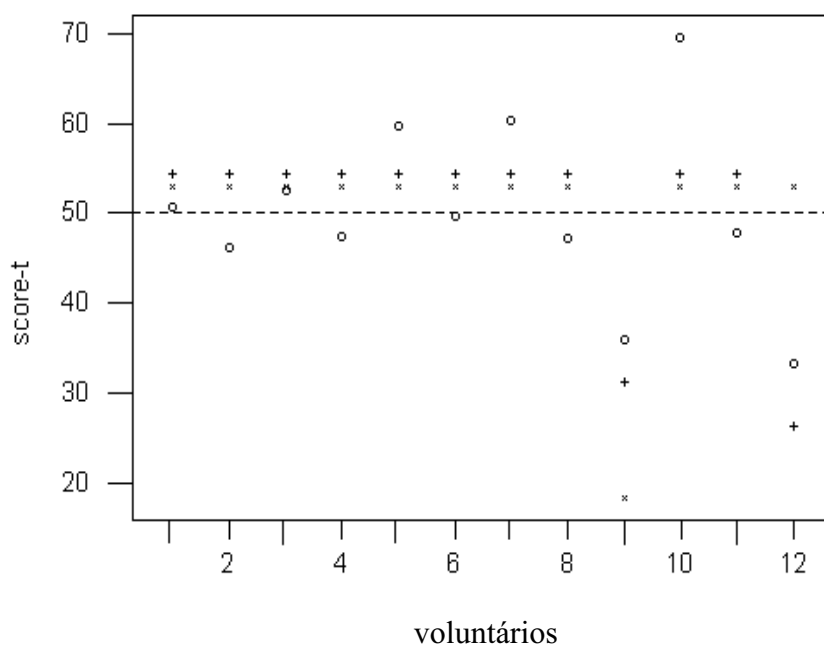


Figura 29: Resultado dos Testes Estático de Resistência dos voluntários do sexo feminino (n = 15)(o = Estático de Resistência das Costas de Sorensen; + = Estático de Resistência do Quadrado Lombar direito; x = Estático de Resistência do Quadrado Lombar esquerdo).

No teste de resistência das Costas de Sorensen 8 (53,33%) voluntárias e 7 (58,33) voluntários não conseguiram atingir o tempo esperado no teste para serem considerados normais. No teste de resistência do Quadrado lombar, 5 (33,33%) voluntárias não atingiram o tempo esperado para o lado direito e 4 (26,66%) para o lado esquerdo, enquanto, que no sexo masculino apenas 2 (16,66%) voluntários não atingiram o tempo para o lado direito e 1(8,33%) para o lado esquerdo. Como pode ser observado mais da metade dos voluntários apresentaram alteração no teste estático de resistência das Costas de Sorensen, sendo o sexo masculino o grupo com maior número de voluntários com alteração.

4.2.4 Domínio do Comprimento e Força

Na figura 30 pode ser observado que 2 (13,33%) voluntárias apresentaram o psoas direito alterado, 4 (26,66%) o psoas esquerdo, 2 (13,33%) o glúteo médio direito, 2 (13,33%) o glúteo médio esquerdo, e 15 (100%) o glúteo máximo em ambos os lados ou seja, toda amostra feminina apresentou o glúteo máximo alterado nesse teste. No sexo masculino figura 32, 1(8,33%) voluntário apresentou o psoas direito alterado, 2 (16,66%) o psoas esquerdo, 3 (25%) o glúteo médio direito, 3 (25%) o glúteo médio esquerdo, 8 (66,66%) o glúteo máximo direito e apenas 5 (41,66%) o glúteo máximo esquerdo. Portanto em ambos os sexos o resultado mais expressivo foi à presença de alteração no teste de comprimento e força do glúteo máximo.

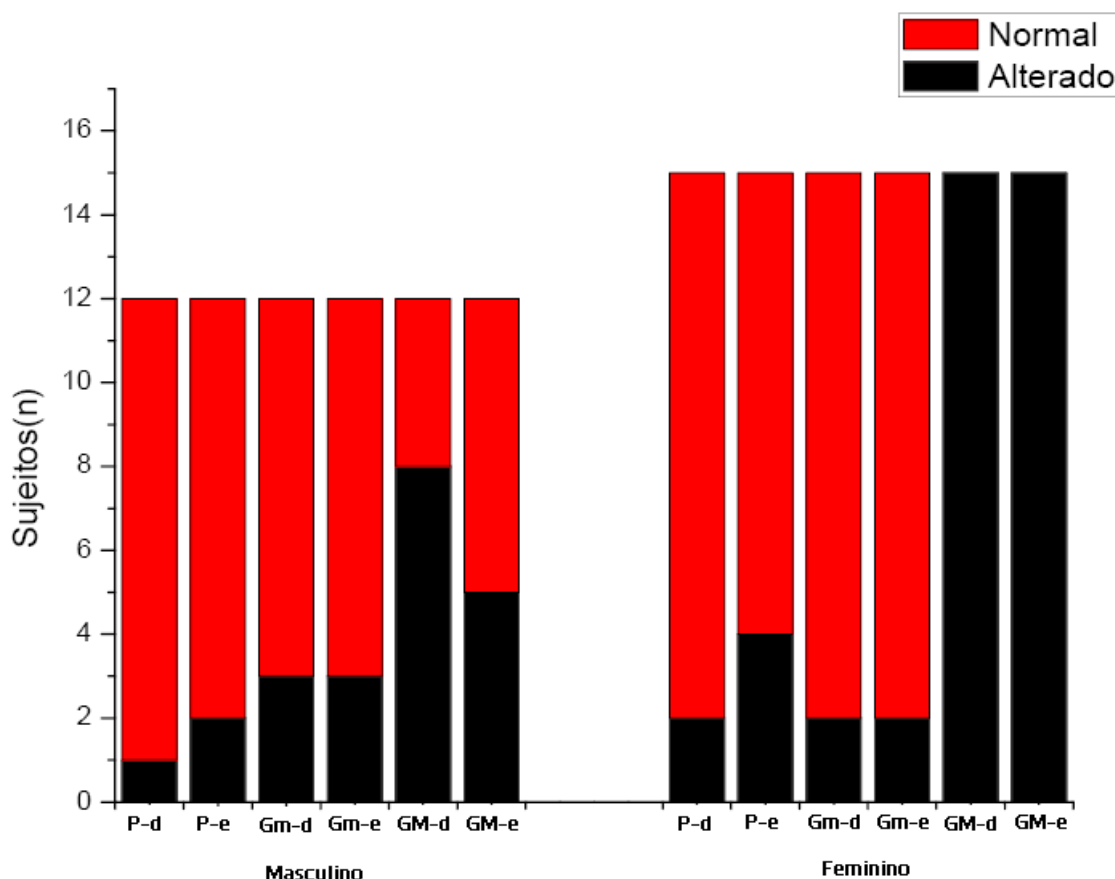


Figura 30: Resultado dos Testes de Comprimento e Força dos voluntários do sexo masculino (n = 12) e do sexo feminino (n=15) (P-d = Psoas direito; P-e = Psoas esquerdo; Gm-d = Glúteo médio direito; Gm-e = Glúteo médio esquerdo; GM-d = Glúteo Máximo direito; GM-e = Glúteo Máximo esquerdo).

4.3 – Relação entre Eletromiografia de superfície (EMG-S) e Testes Físicos Funcionais (TFF)

Para análise da relação entre o resultado da eletromiografia de superfície e os TFF foi utilizado teste de classificação binária para medida estatística de sensibilidade e especificidade, juntamente com a curva ROC. Os resultados obtidos são apresentados na Tabela 2.

Tabela 2. Resultados obtidos da curva ROC (EMG-S x Testes Físicos Funcionais).

ROC curve	Área	95% IC	Sensibilidade	Especificidade
Coordenação e Equilíbrio				
MI-d	0,59	0,37 - 0,82	0,25	0,95
MI-e *	0,69	0,49 - 0,90	0,50	0,89
Flexibilidade				
P-d	0,50	0,26 - 0,75	0,12	0,89
P-e	0,54	0,30 - 0,78	0,25	0,84
RF-d	0,41	0,16 - 0,65	0,25	0,57
RF-e	0,39	0,15 - 0,63	0,37	0,42
Espinhais	0,54	0,30 - 0,79	0,62	0,47
Resistência				
Agachamento Repetitivo	0,53	0,29 - 0,77	0,12	0,94
Enrolamento Repetitivo do Tronco *	0,74	0,53 - 0,95	0,75	0,73
Estático de Resistência das Costas de Sorensen	0,39	0,15 - 0,63	0,37	0,42
Estático de Resistência do Quadrado Lombar (direito)	0,49	0,24 - 0,73	0,25	0,73
Estático de Resistência do Quadrado Lombar (esquerdo)	0,51	0,27 - 0,76	0,25	0,79
Comprimento e Força				
P-d*	0,68	0,48 - 0,88	0,37	1,00
P-e	0,60	0,38 - 0,83	0,37	0,84
Gm-d	0,54	0,30 - 0,78	0,25	0,84
Gm-e	0,54	0,30 - 0,78	0,25	0,84
GM-d	0,60	0,35 - 0,85	1,00	0,21
GM-e*	0,68	0,43 - 0,93	1,00	0,36

Nota: MI-d = Membro Inferior direito; MI-e = Membro Inferior esquerdo; P-d = Psoas direito; P-e = Psoas esquerdo; RF-d = Reto Femoral direito; RF-e = Reto Femoral esquerdo; Gm-d = Glúteo médio direito; Gm-e = Glúteo médio esquerdo; GM-d = Glúteo Máximo direito; GM-e = Glúteo Máximo esquerdo.

Para os resultados mostrados na Tabela 2, os valores que apresentaram significado estatístico (*) foram aqueles com valor de área sobre a curva próximo ou acima de 0,7; além de mostrar alta sensibilidade e/ou especificidade. Assim os testes de Coordenação e Equilíbrio do membro inferior esquerdo (Área = 0,69; sensibilidade = 0,50 e especificidade = 0,89), Enrolamento Repetitivo do Tronco (Área = 0,74; sensibilidade = 0,75 e

especificidade = 0,73), Comprimento e Força do psoas direito (Área = 0.68; sensibilidade = 0.37; especificidade = 1.00) e Comprimento e Força do glúteo máximo esquerdo (Área = 0.68; sensibilidade = 1.00; especificidade = 0.36) foram considerados e estão mostrados na Figura 31.

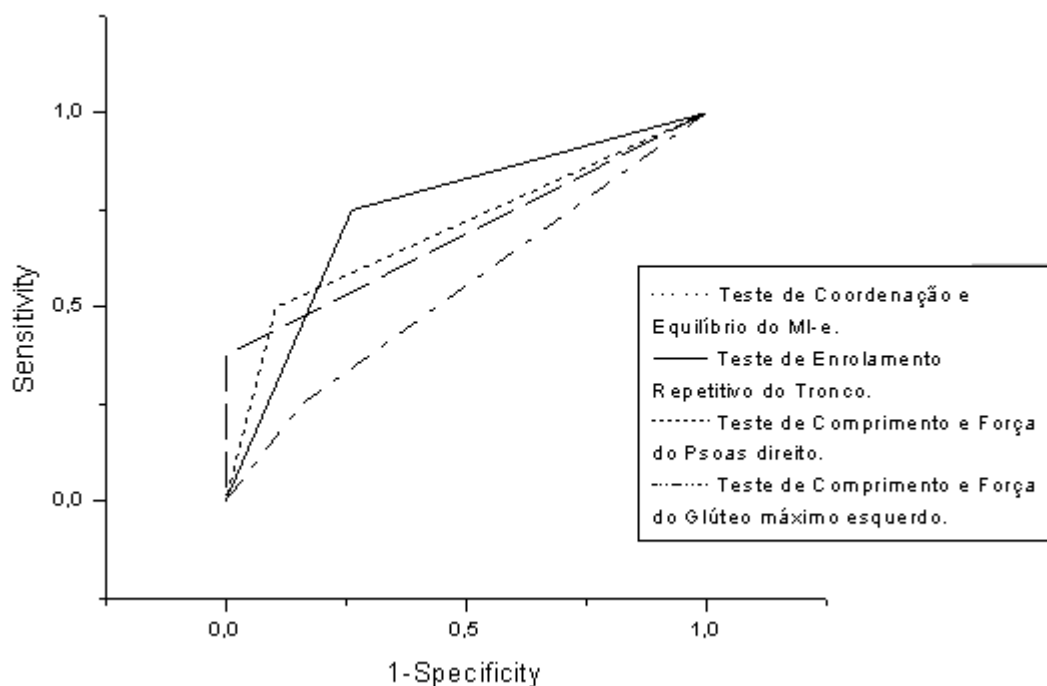


Figura 31: Curva ROC, para o Teste de Coordenação e Equilíbrio do Membro Inferior esquerdo (MI-e), Teste de Enrolamento Repetitivo do Tronco, Teste de Comprimento e Força do Psoas direito e Teste de Comprimento e Força do Glúteo máximo esquerdo.

Nos testes de coordenação e equilíbrio do membro inferior esquerdo e de comprimento e força do músculo psoas direito, ocorreram altos valores de especificidade (0.89 e 1,00, respectivamente) demonstrando alta capacidade desses testes em discriminar os indivíduos sem alteração na EMG-S, porém baixa sensibilidade (0,50 e 0,37), ou seja, não discriminam bem os voluntários com alteração na EMG-S. Já, para o teste de comprimento e força do glúteo

máximo esquerdo, pode-se observar alta sensibilidade (1,00), discriminando bem os voluntários com alteração na EMG-S, porém baixa especificidade (0,36), não discriminando os voluntários sem alteração EMG-S.

O Teste de enrolamento repetitivo do tronco foi o que apresentou maior valor de área sobre a curva (Figura 31), mostrando moderada relação com o resultado obtido pelos voluntários na avaliação com a EMG-S; ou seja, pelo fato de ter apresentado maior valor de sensibilidade (0,75) os voluntários com alteração no Teste de enrolamento repetitivo do tronco também apresentaram alteração na EMG-S, e por demonstrar maior valor de especificidade (0,73) os voluntários sem alteração no Teste de enrolamento repetitivo do tronco também se apresentaram sem alteração na EMG-S. Dos 27 voluntários avaliados em 20(74%) os resultados do teste de enrolamento repetitivo do tronco encontram-se de acordo com o resultado da EMG-S.

5 - DISCUSSÃO

5.1 – Da metodologia

Precedendo a discussão dos resultados acreditamos que algumas questões a respeito da metodologia empregada neste estudo devam ser melhor justificadas.

Para seleção da amostra de indivíduos assintomáticos, além de critérios bem estabelecidos na literatura^(35,41,72), foi aplicado o questionário de Incapacidade Funcional de Oswestry, que normalmente é aplicado para determinação da capacidade funcional de indivíduos portadores de dor lombar. Cabe questionar o motivo da utilização de um questionário para avaliar incapacidade em voluntários normais. Ocorre que em um estudo prévio realizado com indivíduos assintomáticos⁽¹⁹⁾ alguns voluntários relataram na entrevista que não apresentavam sintomas de dor lombar; entretanto, durante a coleta dos dados foi descoberto a presença de dor lombar em determinadas atividades funcionais.

Quanto às deformidades e ou desalinhamentos posturais foi realizada uma avaliação postural, baseada nos trabalhos de Vercauteren et al.⁽⁷³⁾, Bricot⁽⁶⁷⁾, Magee⁽⁶⁹⁾, Kendall, et al.⁽⁵⁶⁾ e Smith, O' Sullivan e Straker⁽⁶⁸⁾. O objetivo foi identificar aqueles voluntários que apresentassem grandes alterações, e que foram excluídos do estudo, uma vez que a postura pode alterar o padrão de ativação dos músculos do tronco⁽⁶⁰⁾, comprometendo os objetivos do estudo. Sullivan et al.⁽⁷³⁾ avaliaram o padrão de ativação muscular em diferentes posturas, sentado ereto e com inclinação do tronco para frente e em pé ereto e com inclinação do tronco para trás, e observaram que em ambas posturas com inclinação houve menor ativação dos músculos do tronco. Em outro estudo

realizado com 766 adolescentes foram avaliados classificados em quatro tipos posturais: postura neutra, cifose-lordose, dorso plano e desleixada. Apenas 231(30,2%) voluntários apresentaram alinhamento neutro (ideal), e ainda de acordo com os resultados deste estudo, quanto maior alteração postural, maiores as chances de desenvolver dor nas costas, quando comparado com o grupo que apresentou alinhamento neutro ⁽⁶⁸⁾. Segundo Bricot ⁽⁶⁷⁾, mais de 90% da população apresenta algum desequilíbrio postural.

Dos 27 voluntários avaliados em nosso estudo quanto a postura e classificados quanto ao modelo proposto por Kendall et al. ⁽⁵⁶⁾, 8 deles não foram classificados como apresentando alinhamento ideal, porém em virtude das alterações serem pequenas não houve a exclusão de nenhum voluntário.

Além da classificação quanto ao alinhamento postural, também foram quantificados a lordose lombar, ângulo de inclinação pélvica e escoliose. Na análise dos resultados das medidas obtidas, pode-se observar que o sexo feminino apresentou curvatura lombar mais acentuada e maior inclinação pélvica anterior quando comparado com os valores obtidos pelo sexo masculino. Acreditamos que esse resultado pode ter contribuído para maior dificuldade na avaliação do TrA/OI pela EMG-S no sexo feminino uma vez que o aumento da curvatura lombar e da inclinação anterior da pelve levam a uma distensão dos músculos avaliados gerando uma situação de facilitação, tornando difícil a visualização da pré-ativação pela EMG-S.

A determinação do início de ativação muscular dos músculos TrA/OI, ML (fibras superficiais) e deltóide foi realizada por meio da eletromiografia de superfície, durante o movimento rápido de flexão do braço, após estímulo visual. O movimento dos membros é uma opção para desequilibrar o centro de

gravidade de forma que ações musculares antecipatórias são necessárias para o controle postural e estabilidade lombo-pélvica. Diante disso muitos trabalhos vêm avaliando a ação do sistema muscular estabilizador durante o movimento rápido do braço^(1,3,4,7,8,9,10,11,30,72,74).

A escolha da EMG-S para avaliar a atividade muscular ocorreu pelo fato de ser um recurso com possibilidades de aplicação clínica e de baixo custo. A escolha da EMG de agulha poderia dificultar a seleção dos voluntários comprometendo o tamanho da amostra. Marshall e Murphy⁽³⁾ avaliaram a validade e confiabilidade da EMG-S para mensurar a atividade do TrA/OI e os resultados mostraram que a EMG-S pode ser utilizada como instrumento para mensurar mudanças na atividade do TrA/OI. O estudo de Wakeling⁽⁷⁵⁾ mostrou também que padrões de recrutamento motor podem ser determinados pela EMG-S.

Neste estudo os voluntários foram orientados a realizar doze repetições do movimento rápido de flexão do braço. A opção pelo movimento de flexão do braço e não de extensão ou abdução ocorreu porque com EMG-S conseguimos avaliar apenas as porções superficiais do ML, cuja pré-ativação é dependente da direção do movimento, ou seja, ocorre durante o movimento de flexão do braço. De acordo com Moseley, Hodges e Gandevia⁽²⁾ o TrA/OI e o ML (fibras laterais e profundas) são pré-ativados independente da direção do movimento do braço, porém, a pré-ativação do ML (fibras superficiais) e do eretor da espinha ocorre apenas durante o movimento de flexão do braço.

Para análise do movimento do braço, a aceleração máxima de cada repetição foi monitorada como parâmetro para monitorar mudanças na aceleração do braço durante as repetições dos voluntários. A escolha da

aceleração máxima como parâmetro ocorreu a partir de trabalhos^(9,11) que utilizaram metodologia parecida para mensurar o início de ativação muscular, durante o movimento rápido de flexão do braço.

Com relação ao uso da rotina automática para determinação do início de ativação tivemos dificuldade em sua utilização para a maioria dos sinais, sendo necessário também a determinação por análise visual. Embora, o uso da rotina automática (desenvolvida e programada em MatLab) seja mais precisa do que a análise visual, ao consideramos que a janela de tempo para análise e determinação do início de ativação varia 150 milisegundos (entre -100 a 500 milisegundos) podemos afirmar que a análise visual realizada não comprometeu os resultados apresentados.

5.2 – Dos Resultados

A idéia geradora deste projeto de pesquisa teve como foco a preocupação com procedimentos de avaliação clínica da região lombo-pélvica que possam oferecer condições de determinar a presença de alterações na estabilidade lombar; uma vez que instabilidade lombar⁽⁷⁶⁾ tem sido apontada como possível causa geradora de dor lombar crônica de origem desconhecida. Para Panjabi⁽¹²⁾ a instabilidade espinhal ocorre em decorrência de falha no sistema de estabilização, que segundo preconiza o próprio Autor é constituído por três sub-sistemas (passivo, ativo e de controle neural)⁽²³⁾.

A base científica de suporte para o desenvolvimento deste estudo encontra-se no entendimento do comportamento desses sub-sistemas propostos por Panjabi⁽²³⁾. Como em 85% das causas de dor lombar crônica a origem é desconhecida^(17,76,77) e existe pressuposto da presença de ausência

de estabilidade lombar⁽⁷⁶⁾, o sub-sistema passivo pode ser excluído em razão de resultados negativos de testes diagnósticos consagrados (ressonância magnética, tomografia, etc), e desta forma instrumentos de avaliação específica para cada um dos outros dois sub-sistemas (ativo e de controle neural) devem ser considerados para avaliar a presença de alteração na estabilidade lombar.

Neste contexto pode-se verificar na literatura o uso freqüente da EMG-S para avaliar a pré-ativação de músculos estabilizadores primários (1,4,3,4,5,6,7,10,11,35,36,41), que nada mais é do que avaliar a capacidade do sub-sistema de controle neural em ativar músculos antecipadamente (ajustes antecipatórios) no sentido de estabilizar o movimento intervertebral da coluna lombar; e verifica-se também o uso de diferentes testes para avaliar a capacidade física e funcional do sub-sistema ativo^(15,17,18), onde o alvo da avaliação são principalmente os músculos estabilizadores secundários e os mobilizadores do tronco.

Pois bem, ao fazermos uso desses instrumentos de avaliação clínica em estudos anteriores verificamos que indivíduos assintomáticos podem não apresentar pré-ativação muscular de estabilizadores primários⁽⁷⁸⁾ e também apresentaram alterações nos testes físicos e funcionais relacionados à capacidade de estabilização global da região lombo-pélvica⁽¹⁹⁾. Assim, resolvemos questionar a existência ou não de uma possível relação entre essas diferentes capacidades em indivíduos assintomáticos.

No presente estudo os resultados dos Testes Físicos Funcionais mostraram que nenhum voluntário da amostra conseguiu obter valores de normalidade em todos os testes realizados; ou seja, mesmo sendo voluntários

assintomáticos sempre foi observado algum teste com resposta alterada. Além disso, verificou-se também que não existiu um comportamento individual frente ao conjunto de testes. Na literatura esses testes^(15,17,18) são encontrados e se direcionam a avaliar de forma quantitativa elementos que contribuem diretamente com a estabilidade da região lombo-pélvica. Apesar de apresentar valores de normalidade⁽⁷⁹⁾ para cada um dos testes, não existe uma adequada classificação final para o conjunto deles.

A respeito do comportamento eletromiográfico, o resultado da pré-ativação do ML ocorreu para 89% (24) dos voluntários e 11% (03) deles não pré-ativaram. Da mesma forma, verificou-se que para o TrA/OI 70.4% (19) dos voluntários apresentaram pré-ativação e 29.6% (8) deles não pré-ativaram (com predomínio para as voluntárias mulheres – 7 delas).

Resultados semelhantes, utilizando a mesma metodologia, foram observados em estudos com voluntários assintomáticos: Hodges, Cresswell e Thorstensson⁽¹⁾ estudaram oito voluntários e três deles não apresentaram pré-ativação do transversos do abdome em 70% das repetições realizadas; Marshall e Murphy⁽³⁾ avaliaram a atividade dos músculos TrA/OI, oblíquo externo (OE) e reto do abdome (RA) de vinte voluntários e os resultados mostraram falta de pré-ativação do TrA/OI em quatro voluntários; Marques e Baccelli⁽⁷⁸⁾ observaram pré-ativação em 77% das repetições para o TrA/OI e 96.8% para o ML (fibras superficiais). Somente Silfies et al.⁽⁴⁾ verificaram que a pré-ativação do ML (fibras superficiais) ocorreu para todos os voluntários assintomáticos num estudo onde estes indivíduos participaram de um grupo controle.

Outro achado em nosso estudo foi que o TrA/OI pré-ativam antes do ML; e quando da comparação entre os gêneros não houve diferença

estatisticamente significativa entre eles. Embora no estudo de Silfies et al.⁽⁴⁾ o ML tenha ativado antes, outros estudos^(3,35,41) mostram que o TrA/OI ativaram antes dos demais músculos do tronco durante o movimento rápido de flexão do braço.

Independentemente de qual dos dois músculos estudados pré-ativam em primeiro lugar, o importante é que estes músculos são considerados estabilizadores primários⁽¹⁸⁾, e, portanto, devem realizar o ajuste postural antecipatório (APA) ou *feedforward*^(2,3,11,28,35) diante das mudanças na postura pelo movimento rápido do braço na posição ortostática. A questão então é analisar a ausência de pré-ativação para alguns voluntários assintomáticos, como observado em nosso e compartilhado com outros estudos, e verificar se existe relação com alterações observadas nos Testes Físicos Funcionais desses voluntários assintomáticos.

Para análise da relação entre o resultado da EMG-S dos músculos TrA/OI e ML com o resultado obtido pelos voluntários nos Testes Físicos Funcionais foi realizada a curva ROC, onde os valores que apresentaram significado estatístico foram os testes de Coordenação e Equilíbrio do membro inferior esquerdo, Enrolamento Repetitivo do Tronco, Comprimento e Força do psoas direito e Comprimento e Força do glúteo máximo esquerdo. Dentre estes testes observou-se maior valor de sensibilidade e especificidade para o Teste de enrolamento repetitivo do tronco, demonstrando boa relação com o resultado da EMG-S.

Este resultado mostra que indivíduos normais com alteração na pré-ativação de estabilizadores primários também apresentam alteração no teste de enrolamento repetitivo do tronco. Se levarmos em consideração o conceito

de estabilidade lombar proposto por Panjabi⁽¹²⁾ (onde o sistema de estabilização funciona a partir da interação de três subsistemas - passivo, ativo e neural - que devem interagir durante as atividades funcionais para manter a estabilidade) o resultado deste estudo poderia sugerir a possibilidade de existir instabilidade lombar nestes voluntários que apresentaram alteração no controle de pré-ativação muscular e no controle muscular ?

Com relação à pré-ativação, embora diferentes pesquisadores^(1,2,3,5) tenham observado alteração no comportamento eletromiográfico de músculos estabilizadores de voluntários normais, estes não foram conclusivos no sentido de afirmar sobre a relação com alteração na estabilidade lombar.

Já a respeito da ação muscular autores relatam que os músculos do tronco apresentam papel importante para estabilidade lombo-pélvica, de forma que uma menor resistência e força podem contribuir para o desenvolvimento e incidência de dor lombar^(54,58,80). Segundo Luoto et al.⁽⁵³⁾, menor resistência dos músculos do tronco pode estar associado a desenvolvimento do primeiro episódio de dor lombar.

Neste momento a questão é discutir porque o resultado deste estudo, com voluntários assintomáticos, mostrou que apenas o teste de enrolamento do tronco apresentou boa relação com o comportamento eletromiográfico. Seriam os outros testes menos significativos ou importantes enquanto participantes da estabilização lombar ?

O resultado do teste no domínio da coordenação e equilíbrio mostrou que 22% dos voluntários apresentaram alteração (sendo 4 do sexo feminino e 2 do masculino). Estudo realizado por Brumagne et al.⁽⁸¹⁾ analisou o controle postural de indivíduos na posição ortostática com os olhos abertos e fechados

de voluntários com e sem dor lombar sobre a plataforma de força e os resultados mostraram que indivíduos com dor lombar apresentam controle postural alterado com deslocamento anterior do centro de pressão em relação a indivíduos assintomáticos. Os autores sugeriram que a dor desorganiza os mecanismos proprioceptivos podendo comprometer a orientação vertical do corpo levando a alteração no teste. Assim, considerando que a amostra deste estudo foi composta de voluntários assintomáticos o esperado seria a ausência de alteração no teste e nenhuma relação com os voluntários que apresentaram alterações na pré-ativação muscular.

No domínio da flexibilidade foram avaliados o psoas, reto femoral e os espinhais da lombar, pois são músculos que se relacionam diretamente com o equilíbrio biomecânico da região lombo-pélvica e se encontram freqüentemente encurtados na população em virtude de vários motivos como: lesão crônica, posturas inadequadas e inatividade física. Segundo alguns autores^(16,15,55) o desequilíbrio muscular na região lombo-pélvica leva a um quadro clínico conhecido como síndrome cruzada da pelve onde alguns músculos encontram-se encurtados/rígidos, enquanto outros se encontram fracos e inibidos. Dentre as três síndromes cruzadas da pelve (anterior, posterior e mista) a anterior é a mais comum⁽⁵⁵⁾. Nesse quadro clínico os músculos psoas, reto femoral e espinhais tendem a encurtamento⁽¹⁵⁾, e desta forma apresentam condições que favorecem as forças compressivas e microtrauma acumulativo sobre a região lombo-pélvica, dano tecidual aos elementos do subsistema passivo de estabilização e desenvolvimento de dor lombar.

No resultado deste estudo o número de voluntários com encurtamento do psoas (11% direito e 18.5% esquerdo) foi pequeno, porém o número de

voluntários com encurtamento do reto femoral (48% direito e 51.8% esquerdo) e espinhais (51.8%) foi grande em ambos os sexos; entretanto, nenhuma relação foi observada com o resultado comportamento EMG-S.

Uma hipótese para esta ausência de relação com a pré-ativação muscular de estabilizadores primários seria um possível mecanismo de compensação do sub-sistema muscular ativo no sentido de estabilizar o sistema de estabilização, uma vez que biomecanicamente encurtamento muscular teria relação com limitação de mobilidade articular. Desta forma, voluntários assintomáticos com alteração na pré-ativação muscular de estabilizadores primários estariam momentaneamente sendo compensados pelo encurtamento muscular evitando aumento do movimento intervertebral. Sob este ponto de vista cabe questionar se os testes de flexibilidade seriam importantes para contribuir com busca de instrumentos de avaliação clínica para determinação de instabilidade lombo-pélvica em indivíduos assintomáticos.

No domínio da resistência quatro testes foram aplicados, sendo dois de resistência dinâmica e dois de resistência estática.

De acordo com os resultados obtidos nos testes dinâmicos, pode-se observar que o número de voluntários com alteração no teste de agachamento repetitivo do tronco foi pequeno em ambos os sexos (11%) e nenhuma relação com comportamento eletromiográfico dos músculos estabilizadores foi observado. No entanto, o teste de enrolamento repetitivo do tronco, onde verificou-se boa relação com o comportamento de pré-ativação, as voluntárias do sexo feminino apresentaram maior número de alteração (53,33%) em comparação com os voluntários masculinos (25%). Portanto os homens foram

melhores neste teste do que as mulheres, o que pode ser atribuído ao diferente nível de atividade física observado entre os voluntários.

Neste caso, fica evidente que existe diferença na importância entre estes dois testes com relação à pré-ativação muscular de estabilizadores primários, pois enquanto o teste de agachamento repetitivo avalia a função mais global do sistema o teste de enrolamento repetitivo do tronco avalia diretamente o sub-sistema ativo, uma vez que os principais músculos envolvidos (reto do abdome, oblíquos externos e internos) estão diretamente relacionados com a estabilidade lombar como estabilizadores secundários.

No resultado do teste estático de resistência das costas de Sorensen o número de voluntários com alteração foi bastante significativo (55,5% da amostra), sendo o sexo masculino o grupo com número ligeiramente maior de voluntários com alteração; já, no teste de resistência do quadrado lombar o número de voluntários com alteração foi de 25,9% para o lado direito e 18,5% para o lado esquerdo, sendo o grupo feminino com número ligeiramente maior de alteração. Embora os músculos envolvidos nestes dois testes estejam diretamente ligados com a estabilidade da região lombar, nenhuma relação foi observada com o comportamento de pré-ativação dos estabilizadores primários.

A importância destes testes com relação à estabilidade da região lombar está bem demonstrada na literatura. Luoto et al.⁽⁵²⁾ estudaram 167 voluntários sem história de dor lombar nos últimos doze meses, submetendo-os a testes de resistência dinâmica e isométrica dos músculos do tronco. Após doze meses 126 foram reavaliados e 33 destes relataram o desenvolvimento de dor lombar nesse período. Dentre os testes observou-se significativa associação

entre o resultado do teste de resistência estática das costas e o primeiro episódio de dor lombar. Da mesma forma, Tekin et al.⁽⁵⁸⁾ aplicando o mesmo teste em mineradores de carvão e Sullivan et al.⁽⁶⁰⁾ avaliando postura e resistência dos músculos das costas em trabalhadores industriais, observaram relação entre o menor tempo de sustentação do tronco de voluntários com história de dor lombar. Assim, segundo estes autores quanto menor a resistência e força dos músculos extensores do tronco maiores são as chances de microlesões aos ligamentos, discos e dor lombar, devido ao menor controle dos movimentos pela fadiga^(58,60,82).

Cabe ressaltar que, biomecanicamente, os músculos envolvidos tanto no teste de resistência das costas de Sorensen como no teste de resistência do quadrado lombar são caracterizados como estabilizadores secundários da coluna lombar, da mesma forma que os músculos abdominais utilizados durante o teste de enrolamento do tronco. Então, como explicar a diferença entre eles quando do estudo da relação com o comportamento de pré-ativação muscular ? Seria a ação flexora do tronco dos músculos abdominais mais importantes do que a ação extensora dos músculos lombares na capacidade de melhor contribuir com a estabilidade lombar ? Seria a amostra pequena para oferecer sensibilidade ao teste utilizado na análise ?

Bem, neste momento não temos respostas a estes questionamentos, mas acreditamos que estas respostas devam ser pensadas e consideradas para futuros encaminhamentos.

Por último, em relação aos testes de comprimento e força (*Inner range*) verificou-se que, para o conjunto da amostra, nos testes para os músculos psoas e glúteo médio o número de alterações foi relativamente pequeno

(variando de 13,33% a 26,66% para as mulheres e de 8,33% a 25% para os homens, respectivamente) quando comparado com o número de alterações do glúteo máximo que no sexo feminino foi de 100% e no sexo masculino foi de 66,66% e 41,66% (glúteo máximo direito e esquerdo, respectivamente).

Já, o resultado da análise relacionando estes achados com o comportamento eletromiográfico de pré-ativação dos estabilizadores primários mostra que existe relação apenas para os músculos psoas direito e glúteo máximo esquerdo e que esta relação pode ser considerada apenas moderada. Note que a relação com o músculo psoas direito mostra baixa sensibilidade (0,37) e alta especificidade (1,00) enquanto que para o músculo glúteo máximo esquerdo ocorreu o inverso com alta sensibilidade (1,00) e baixa especificidade (0,36). Cabe lembrar que uma forte relação entre os testes exige altos valores tanto de especificidade (capacidade de apresentar relação nos resultados negativos) como de sensibilidade (capacidade de apresentar relação nos resultados positivos).

Portanto, o que nos chama a atenção é que embora os resultados mostrem que nesta amostra de voluntários assintomáticos a maioria deles apresentaram resultados com alteração no teste de comprimento e força do músculo glúteo máximo, não verificou-se boa relação com o comportamento de pré-ativação dos músculos estabilizadores primários.

Esta ausência de relação deveria ocorrer para este teste ? Ao considerar que os músculos glúteos (médios e máximos) apresentam como principal função estabilizar dinamicamente a articulação sacro-ilíaca e que na presença de fraqueza a transferência de peso pela articulação sacro-ilíaca durante a marcha fica comprometida e a articulação torna-se instável gerando

compensações, stress nos tecidos e dor lombar^(57,83), pode-se concluir que não, pois a relação deste músculos com a estabilidade lombar não é direta e a amostra é formada de voluntários assintomáticos.

Finalizando esta discussão é possível verificar que embora o teste de enrolamento repetitivo do tronco tenha sido o único que apresentou boa relação com o comportamento de pré-ativação muscular de estabilizadores primários e, portanto, com possibilidade de ser utilizado para avaliar a estabilidade lombo-pélvica, futuros estudos devem ser implementados para definir melhor a participação dos outros testes físico funcionais, principalmente aqueles que envolvam músculos estabilizadores secundários como é o caso do teste de resistência dos músculos das costas (teste de Sorensen).

Limitações do Estudo

Ao final desta discussão seria interessante apontar algumas importantes limitações presentes neste estudo:

Este estudo utilizou uma amostra de conveniência com voluntários jovens assintomáticos o que limita extrapolações para outras populações;

O numero de voluntários da amostra com alteração no comportamento de pré-ativação a bastante diferente daqueles com pré-ativação e estudo sobre o poder da amostra não foi realizado o que pode ter interferido nos resultados;

O uso da curva ROC para estudar a relação entre o comportamento de pré-ativação muscular e os testes físicos funcionais pode não ter sido a melhor técnica metodológica;

Dificuldade para confrontarmos com outros resultados, uma vez que não encontramos na literatura nenhum estudo que tivesse como objetivo estudar a

relação entre Testes Físicos Funcionais e o comportamento EMG-S de músculos estabilizadores primários.

Implicações clínicas e considerações

O resultado deste estudo não tem aplicações clínicas imediatas ou diretas no sentido de sua utilização para determinação da presença ou não da estabilidade lombo-pélvica e devem ser considerados como um estudo exploratório para futuros encaminhamentos na busca de instrumentos de avaliação clínica tão importante para o Fisioterapeuta.

Entretanto, em que pese a impossibilidade de uso clínico dos resultados deste estudo é importante reforçar que:

1 - Os testes presentes no protocolo de avaliação da Capacidade Física Funcional podem ser bastante úteis para avaliação clínica de pacientes com dor lombar, e em indivíduos que serão submetidos a um processo de condicionamento, pois, os testes presentes nos cinco domínios avaliados (coordenação e equilíbrio, flexibilidade, resistência, comprimento e força) servem para mostrar ao terapeuta os maiores déficits do paciente e isso pode auxiliar na escolha do tratamento mais adequado. Esses testes também podem ser utilizados na reavaliação do paciente, observando se o tratamento contribuiu para um melhor desempenho nos testes em que inicialmente esteve alterado.

2 - Quanto à avaliação por meio da EMG-S, existem limitações técnicas relativas à capacidade de captação de sinal EMG por meio de eletrodos de superfície que impossibilitam sua utilização principalmente em pacientes obesos; no entanto, sua utilização é simples, não invasiva e pode trazer

importantes informações clínicas relacionadas à capacidade de pré-ativação muscular de portadores de instabilidades lombares, principalmente em indivíduos jovens e atletas.

6 - CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos no presente estudo é possível concluir que:

- Para esta amostra de voluntários assintomáticos a pré-ativação dos músculos estabilizadores primários, Transverso do Abdome/Oblíquo Interno - fibras inferiores (TrA/OI) e Multifido Lombar (ML), durante o teste de movimento rápido de flexão do membro superior foi o comportamento muscular mais freqüente para a maioria deles (70.4% e 89%, respectivamente); com o TrA/OI sendo ativado antes que o ML.
- Embora assintomáticos, ausência de pré-ativação do TrA/OI e ML ocorreu para alguns voluntários, sendo mais freqüente no músculo TrA/OI (26.6%) do gênero feminino.
- Durante a realização dos Testes Físicos Funcionais (TFF) nenhum voluntário da amostra conseguiu obter valores de normalidade em todos os testes realizados.
- De todos os TFF aqueles com maior número de voluntários com alteração foram: Teste de flexibilidade do reto femoral e espinhais lombares, Teste de enrolamento repetitivo do tronco, Teste estático de resistência das Costas de Sorensen e o Teste de comprimento e força para o glúteo máximo.

- Os TFF que melhor se relacionam com comportamento eletromiográfico (Início de ativação muscular de TrA/OI e ML) foram os testes de Coordenação e equilíbrio do membro inferior esquerdo, Enrolamento repetitivo do tronco, Comprimento e força do psoas direito, e Comprimento e força do glúteo máximo esquerdo. Entretanto, somente o teste de Enrolamento repetitivo do tronco foi o que demonstrou alto valor de sensibilidade e especificidade com o resultado encontrado na avaliação com a EMG-S.
- Finalmente, o resultado deste estudo sugere a utilização do Teste para determinação do início de ativação de músculos estabilizadores primários do tronco por meio da EMG-S associado ao Teste Físico Funcional de Enrolamento do repetitivo do tronco como instrumento de avaliação de possíveis alterações na estabilidade da região lombo-pélvica.

7 - Referências Bibliográficas

- 1 Hodges PW, Cresswell A, Thorstensson A. Preparatory trunk motion accompanies rapid upper limb movement. *Exp Brain Res* 1999;124:69-79.
- 2 Moseley GL, Hodges PW, Gandevia SC. Deep and superficial fibers of the lumbar multifidus muscle are differentially active during voluntary arm movements. *Spine* 2002;27(2):E29-E36.
- 3 Marshall P, Murphy B. The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. *Journal of Electromyography and kinesiology* 2003;13(5):477-489.
- 4 Silfies SP, et al. Differences in Feedforward trunk muscle activity in subgroups of patients with mechanical low back pain. *Arch Phys Med Rehabil* 2009; 90:1159-1169.
- 5 Gibson J, Mccarron T. Feedforward muscle activity: an investigation into the onset and activity of Internal oblique during two functional reaching tasks. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2004;8(2):104-113.
- 6 Hodges PW. Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Exp Brain Res* 2001;141:261-266.
- 7 Tsao H, Hodges PW. Immediate changes in feedforward postural adjustments following voluntary motor training. *Exp Brain Res* 2007;181:537-546.

- 8 Yoshida S, Nakazawa K, Shimizu E, Shimoyama I. Anticipatory postural adjustments modify the movement-related potentials of upper extremity voluntary movement. *Gait & Posture* 2008;27:91-102.
- 9 Lee L, Coppieters M, Hodges PW. Anticipatory postural adjustments to arm movement reveal complex control of paraspinal muscles in the thorax. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2009;19:1-18.
- 10 Marshal P, Murphy B. The relationship between active and neural measures in patients with nonspecific low back pain. *Spine* 2006;31(15):E518-E524.
- 11 Tsao H, Hodges PW. Persistence of improvements in postural strategies following motor control training in people with recurrent low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2008;18:559-567.
- 12 Panjabi MM. Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2003;13(4):371-379.
- 13 Hides JA, Richardson CA, Jull GA. Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first-episode low back pain. *Spine* 1996;21(23):2763-9.

14 Brumagne S, Janssens L, Janssens E, Goddyn L. Altered postural control in anticipation of postural instability in persons with recurrent low back pain, Gait posture 2008;28:657-662.

15 Cox JM. Dor lombar: mecanismo, diagnóstico e tratamento. 6. ed. São Paulo: Manole; 2002.

16 Hammer WI. Exame funcional dos tecidos moles e tratamento por métodos manuais. 2ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Kogan; 2003.

17 Liebenson C. Spinal stabilization – an update. Part 2 – functional assessment. Journal of Bodywork and Movement Therapies 2004;8(3):199-210.

18 Norris CM. Functional load abdominal training: part 1. Physical Therapy In Sport 2001;2:29-39.

19 Santana LM. Análise eletromiográfica dos músculos extensores vertebrais durante o teste de Biering-Sorensen. 2008. Trabalho de conclusão de curso (graduação em Fisioterapia) – Faculdade de Ciências e Tecnologia, FCT/UNESP, Presidente Prudente.

20 Mills JD, Taunton JE, Mills WA. The effect of a 10-week training regimen on lumbo-pelvic stability and athletic performance in female athletes: A randomized-controlled trial. Physical Therapy in Sport 2005;6:60-66.

21 Granata KP, England SA. Stability of dynamic trunk movement. *Spine* 2006;31(10):E271-E276.

22 Marshal P, Murphy B. The relationship between active and neural measures in patients with nonspecific low back pain. *Spine* 2006;31(15):E518-E524.

23 Panjabi MM. Lumbar spine instability: A biomechanical challenge. *Current Orthopaedics* 1994;8:100-105.

24 Pirouzi S, et al. Low back pain patients demonstrate increased hip extensor muscle activity during satandardized sbmaximal rotation efforts. *Spine* 2006;31(26):E999-E1005.

25 Comerford M, Mottram SL. Functional stability re-training: principles and strategies for managing mechanical dysfunction. *Manual Therapy* 2001;6(1):3-14.

26 Tsao H, Hodges PW. Persistence of improvements in postural strategies following motor control training in people with recurrent low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2008;18:559-567.

27 Fujiwara K, Tomita H, Maeda K, Kunita K. Effects of neck flexion on contingent negative variation and anticipatory postural control during arm movement while standing. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2009;19:113-121.

28 Xiaoyan L, Aruin AS. Anticipatory postural adjustments in conditions of simulated reduced gravity. *Gait Posture* 2008;28:538-544.

29 Caronni A, Cavallari P. Anticipatory postural adjustments stabilize the whole upper limb prior to a gentle index finger tap. *Exp Brain Res* 2009;194:59-66.

30 Wolf S, Slijper H, Latash M. Anticipatory postural adjustments during self-paced and reaction-time movements. *Exp Brain Res* 1998;121:7-19.

31 Cowan SM, et al. Delayed Onset of Electromyographic Activity of Vastus Medialis Obliquus Relative to Vastus Lateralis in Subjects With Patellofemoral Pain Syndrome. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82:183-189.

32 Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW, Crossley KM, McConnell J. Simultaneous feedforward recruitment of the vasti in untrained postural tasks can be restored by physical therapy. *Journal of Orthopaedic Research* 2003;21:553-558.

33 Falla D, Jull G, Hodges PW. Feedforward activity of the cervical flexor muscles during voluntary arm movements is delayed in chronic neck pain. *Exp Brain res* 2004;157:43-48.

34 Aruin AS, Shiratori T. The effect of the amplitude of motor action on anticipatory postural adjustments. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2004;14:455-462.

35 Hodges PW, Richardson CA. Feedforward contraction of transverses abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Exp Brain res* 1997;114:362-370.

36 Aruin AS, Latash ML. Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. *Exp Brain Res* 1995;103:323-332.

.

37 Aruin AS, Latash ML. Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. *Exp Brain Res* 1995;103:323-332.

38 Hodges PW, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine* 1996;21:2640-2650.

39 Urquhart DM, Hodges PW, Allen TJ, Story IH. Postural activity of the abdominal muscles varies between regions of these muscles and between body positions. *Gait & Posture* 2005;22:2905-301.

40 Santos MJ, Aruin AS. Effects of lateral perturbations and changing stance conditions on anticipatory postural adjustment. *Journal of Electromyography and kinesiology* 2009;19:532-541.

41 Hodges PW, Richardson CA. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Arch Phys Med Rehabil* 1999a;80:1005-1012.

42 Hodges PW. Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Exp Brain Res* 2001;141:261-266.

43 Sholtes SA, Gombatto SP, Dillen LRV. Differences in lumbopelvic motion between people with and people without low back pain during two lower limb movement tests. *Clinical Biomechanics* 2009;24:7-12.

44 Barr ER, Wikmar LN. Graded exercise for recurrent low-back pain. *Spine* 2009;34(3):221-228.

45 Seitsamo J, Tuomi K, Martikainen R. Activity, functional capacity and well-being in ageing Finnish workers. *Occupational Medicine* 2006;57:85-91.

46 Reneman MF, et al. Are Pain Intensity and Pain Related Fear Related to Functional Capacity Evaluation Performances of Patients with Chronic Low Back Pain? *J Occup Rehabil* 2007;17:247–258.

47 Streibelt M, et al. Value of Functional Capacity Evaluation Information in a Clinical Setting for Predicting Return to Work. Arch Phys Med Rehabil 2009;90:429-430.

48 Gross DP, Battié MC. The Prognostic Value of Functional Capacity Evaluation in Patients With Chronic Low Back Pain: Part 2. Spine 2004;29(8):920-924.

49 Haig AJ, et al. The effect of order of testing in functional performance in persons with and without chronic back pain. Journal of Occupational Rehabilitation 2003;13(2):115-123.

50 Yeomans SG, Liebenson C. Functional Capacity Evaluation and Chiropractic Case Management. Topics in Clinical Chiropractic 1996;3(3):15-25.

51 Reneman MF, et al. Functional capacity evaluation: Ecological validity of three static endurance tests. Work 2001;16:227-234.

52 Luoto S, et al. Static back endurance and the risk of low-back pain. Clinical Biomechanics 1995;10(6):323-324.

53 Luoto S, Taimela S, Hurri H. et al. Psychomotor speed and postural control in chronic low back pain patients: a controlled follow-up study. Spine 1996;21:2621-2627.

54 Larivière C, Arsenault AB, Gravel D; Gagnon PL. Surface electromyography assessment of back muscle intrinsic properties. *Journal of Electromyography and kinesiology* 2003;13:305-318.

55 Key J, Clift A, Condie F, Harley C. A modelo f movement dysfunction provides a classification system guiding diagnosis and therapeutic care in spinal pain and related musculoskeletal syndromes: A paradigm shift – part 2. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2008;12:105-120.

56 Kendall F, McCreary EK, Provance PG, Rodgers MM, Romani WA. *Músculos provas e funções*. 5.ed. São Paulo: Manole, 2007, p.376.

57 Hossain M, Nokes DM. A modelo of dynamic sacro-iliac joint instability from malrecruitment of glúteos maximus and bíceps femoris muscles resulting in low back pain. *Medical Hypotheses* 2005;65:278-281.

58 Tekin Y, Ortancil O. Ankarali H, Basaran A, Sarikaya S, Ozdolap S. Biering-Sorensen test scores in coal miners. *Joint Bone Spine* 2009;76:281-285.

59 Demoulin C, Vanderthommen M, Duysens C, Crielard C. Spinal muscle evaluation using the Sorensen test: a critical appraisal of the literature. *Joint Bone Spine* 2006;73:43-50.

60 O'sullivan PB, Mitchell T, Bulich P, Waller R, Holte J. The relationship between posture and back muscle endurance in industrial works with flexion-related low back pain. *Manual Therapy* 2006;11:264-271.

61 Denis S, Shannon HS, Stratford P, Weller I. Association of low back pain, impairment, disability & work limitations in nurses. *J occup Rehabil* 2007;17:213-226.

62 Coorevits P, Danneels L, Cambier D, Ramon H. Vanderstraeten G. Assesment of the validity of the Biering-Sorensen test for measuring back muscle fatigue based on EMG median frequency characteristics of back and hip muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2008;18:997-1005.

63 McGill M. Childs A, Liebenson C. Endurance times for low back stabilization exercises: Clinical targets for testing and training from a normal database. *Arch Phys Med Rehabil* 1999;80:941-944.

64 Sekendiz B, Altun O, Korkusuz F, Akin S. Effects of pilates exercise on trunk strength, endurance and flexibility in sedentary adult females. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2007;11:318-326.

65 Wolg EN, Callaghan JP. Is muscle co-activation a predisposing factor for low back pain development during standing? A multifactorial approach for early identification of at-risk individuals. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2009; xx:1-8.

66 Vigatto R, Alexandre NMC, Correa HR. Development of a Brazilian Portuguese Verson of the Oswestry Disability Index. *Spine* 2007;32(4):481-486.

67 Bricot B. Posturologia. São Paulo: ícone, 2007. p. 270.

68 Smith A, O' sullivan, Straker L. Classification of sagittal Thoraco-lumbo-pelvic alignent of the adolescent spine in standing and Its relationship to low back pain. Spine 2008;33(19):2101-2107.

69 Magee DJ. Avaliação músculoesquelética. 4 ed, São Paulo: Manole, 2005. p. 1036.

70 Hermens HJ, et al. European Recommendations for Surface Electromyography – Results of the SENIAM project. Roessingh Research and Development, 1999. p. 13-25.

71 Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW. The test-retest reliability of the onset of concentric and eccentric vastus medialis obliquos and vastus lateralis electromiographic activity in a stair stepping task. Physical Therapy in Sport 2002a;1:129-136.

72 Ferreira M, Ferreira PH, Hodges PW. Changes in postural activity of the trunk muscles following spinal manipulative therapy, Manual Therapy 2007;12:240-248.

73 Vercauteren M, et al. Trunk asymmetries in a Belgian school population 1982;7(6):555-562.

74 Silfies SP, Squillante D, Maurer P, Westcott S, Karduna AR. Trunk muscle recruitment patterns in specific chronic low back pain populations, Clinical Biomechanics 2005;20:465-473.

75 Wakeling JM. Patterns of motor recruitment can be determined using surface EMG, Journal of Electromyography and Kinesiology 2009;19:199-207.

76 O' Sullivan PO. Lumbar segmental instability: clinical presentation and specific stabilizing exercise management. Manual Therapy 2000;5(1):2-12.

77 Dankaerts W, O' Sullivan P, Burnett A, Straker L. Differences in sitting postures are associated with nonspecific chronic low back pain disorders when patients are Subclassified. Spine 2006;31(6):698-704.

78 Marques MEM, Baccelli V. Validação do método de determinação de início de ativação muscular pela eletromiografia aplicado na avaliação da estabilidade lombo-pélvica. 2007. Trabalho de conclusão de curso (graduação em Fisioterapia) – Faculdade de Ciências e Tecnologia, FCT/UNESP, Presidente Prudente.

79 Yeomans SG, Lieberman C. Quantitative Functional Capacity Evaluation: The missing link to outcome assessment. Topics in Clinical Chiropractic. 1996;3(1):32-43.

80 Ito t, Shirado O, Suzuki H, Takahas M, Kameda K, Strax T. Lumbar trunk muscle endurance testing: An inexpensive alternative to a machine for evaluation, Arch Phys Med Rehabil 1996;77:75-79.

81 Brumagne S, Janssens L, Janssens E, Goddyn L. Altered postural control in anticipation of postural instability in persons with recurrent low back pain, Gait posture 2008;28:657-662.

82 KanKaanpaa M, LuaKsonen D, Taimela S, Kokko SM, Airaksinen O, Hanninen O. Age, Sex, and body mass index as determinants of back and hip extensor fatigue in the isometric sfirensen back endurance test, Arch Phys Med Rehabil 1998;79:1069-1074.

83 Sakamoto ACL, Salmela LFT, Goulart FRPG, Faria CDCM, Guimarães CQ. Muscular activation patterns during active prone hip extension exercises, Journal of Electromyography and Kinesiology, 2009;19:105-112.

ANEXO I

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Título da Pesquisa - ESTABILIZAÇÃO LOMBO-PÉLVICA – ANÁLISE DA CAPACIDADE FÍSICA FUNCIONAL E SUA CORRELAÇÃO COM COMPORTAMENTO ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS ESTABILIZADORES

Pesquisador: Mestrando Fabrício José Jassi

Orientador: Prfº Dr. Rúben Faria de Negrão Filho

1. **NATUREZA DA PESQUISA:** Você é convidado a participar desta pesquisa que tem como finalidade investigar a correlação entre os níveis de capacidade física e a presença de pré-ativação da musculatura estabilizadora lombo-pélvica durante o movimento rápido do membro superior.
2. **DESCONFORTOS OU RISCOS ESPERADOS:** Você não será submetido a risco durante o período experimental, pois irá apenas ser submetido a testes clínicos funcionais, não trazendo sobrecarga ao seu aparelho músculo esquelético. Será então submetido a um teste de elevação do membro superior onde será registrada a atividade elétrica dos músculos estabilizadores lombo-pélvicos, por meio dos eletrodos fixados à pele por fita adesiva, sendo esta anti-alérgica.
3. **INFORMAÇÕES:** Você tem a garantia de que receberá resposta a qualquer pergunta ou esclarecimento de qualquer dúvida quanto aos procedimentos, riscos, benefícios e outros assuntos relacionados à pesquisa por parte do pesquisador citado acima.
4. **RETIRADA DO CONSENTIMENTO:** Você tem a liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo. Qualquer dúvida ou reclamação poderá ser feita junto ao Comitê de Ética da Faculdade de Ciências e Tecnologia da UNESP, no telefone 18 32295355 – ramal 26 com a coordenadora Prof. Dr. Maria de Lourdes Corradi Custódio da Silva.
5. **ASPECTO LEGAL:** Os procedimentos utilizados nesta pesquisa foram elaborados de acordo com as diretrizes e normas regulamentadas de pesquisa envolvendo seres humanos atendendo à resolução nº 196, de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde do Ministério da Saúde- Brasília- DF, de forma que nenhum procedimento oferece risco à sua saúde ou dignidade.
6. **GARANTIA DO SIGILO:** o pesquisador assegura a privacidade dos voluntários quanto os dados confidenciais envolvidos na pesquisa.
7. **BENEFÍCIOS:** Ao participar desta pesquisa você não deverá ter nenhum benefício direto. Entretanto, esperamos que este estudo traga informações importantes sobre as

questões relativas ao comportamento dos músculos estabilizadores da coluna lombar. No futuro estas informações poderão ser usadas em benefício de pacientes portadores de alterações lombo-pélvica.

8. LOCAL DA PESQUISA: a pesquisa será desenvolvida no Laboratório de Fisioterapia Aplicada ao Movimento Humano, na Faculdade de Ciências e Tecnologia – UNESP, localizado na Rua Roberto Simonsen, 305 – Presidente Prudente, SP.
9. TELEFONE DE CONTATO: Prof. Dr. Rúben de Faria Negrão Filho- (18) 3917-1977 e Fabrício José Jassi – (18) 81210175.

CONSENTIMENTO PÓS-INFORMAÇÃO:

Eu, _____, após a leitura e compreensão deste termo de informação e consentimento, entendo que minha participação é voluntária, e que posso sair a qualquer momento do estudo, sem prejuízo algum. Confirmando que recebi uma cópia desse termo de consentimento e autorizo a execução do trabalho de pesquisa e a divulgação dos dados obtidos neste estudo no meio científico.

* NÃO ASSINE ESTE TERMO SE TIVER ALGUMA DÚVIDA A RESPEITO.

Nome do participante: _____

Assinatura: _____

Presidente Prudente, __ de _____ de 200__.

Nome do Orientador do Projeto: _____

ANEXO II

Protocolo de Avaliação de Instabilidade e Dor Lombar

Preparado no Laboratório de Fisioterapia Aplicada ao Movimento Humano, pelas alunas Lígia Moreira de Santana e Mara Dicelma Vieira Quental (Curso de Fisioterapia), sob a orientação do Fisioterapeuta Fabrício Jassi e do Prof. Dr. Rúben de Faria Negrão Filho (Departamento de Fisioterapia), com base nos trabalhos de Craig Liebenson (2004), James Cox (2002) e C. M. Norris (2001).

IDENTIFICAÇÃO:

Nome: _____
 Peso: _____ kg altura: _____ m idade: _____ sexo: () masc. () fem.
 Endereço: _____ nº _____
 Bairro: _____ telefone: () _____ - _____
 Atividade física: () de competição; () recreacional; () de fim de semana;
 () sedentário.
 Profissão atual: _____
 anterior: _____
 Diagnóstico médico: _____
 Data da avaliação: ____/____/____
 Examinador: _____

ANAMNESE:

Queixa principal: _____

H.D.P.: _____

QUESTIONÁRIO PARA AVALIAÇÃO FUNCIONAL (Índice de Incapacidade Lombar Oswestry, validado por Vigatto et al. 2007/Spine)

Por favor, responda esse questionário. Ele foi desenvolvido para dar-nos informações sobre como seu problema nas costas tem afetado a sua capacidade de realizar as atividades da vida diária. Por favor, responda a todas as seções. *Assinale em cada uma delas apenas a resposta que mais claramente descreve a sua condição no dia de hoje.*

Seção 1 – Intensidade da Dor

- ☐ Não sinto dor no momento.
- ☐ A dor é muito leve no momento.
- ☐ A dor é moderada no momento.
- ☐ A dor é razoavelmente intensa no momento.
- ☐ A dor é muito intensa no momento.
- ☐ A dor é a pior que se pode imaginar no momento.

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

- ☐ Posso cuidar de mim mesmo normalmente sem que isso aumente a dor.
- ☐ Posso cuidar de mim mesmo normalmente, mas sinto muita dor.
- ☐ Sinto dor ao cuidar de mim mesmo e faço isso lentamente e com cuidado.
- ☐ Preciso de alguma ajuda, porém consigo fazer a maior parte dos meus cuidados pessoais.
- ☐ Preciso de ajuda diária na maioria dos aspectos de meus cuidados pessoais.
- ☐ Não consigo me vestir, lavo-me com dificuldade e permaneço na cama.

Seção 3 – Levantar Objetos

- ☐ Consigo levantar objetos pesados sem aumentar a dor.
- ☐ Consigo levantar objetos pesados, mas isso aumenta a dor.
- ☐ A dor me impede de levantar objetos pesados do chão, mas consigo levá-los se estiverem convenientemente posicionados, por exemplo, sobre uma mesa.
- ☐ A dor me impede de levantar objetos pesados, mas consigo levantar objetos leves a moderados, se estiverem convenientemente posicionados.
- ☐ Consigo levantar apenas objetos muito leves.
- ☐ Não consigo levantar ou carregar absolutamente nada.

Seção 4 – Caminhar

- ☐ A dor não me impede de caminhar qualquer distância.
- ☐ A dor me impede de caminhar mais de 1.600 metros (aproximadamente 16 quarteirões de 100 metros).
- ☐ A dor me impede de caminhar mais de 800 metros (aproximadamente 8 quarteirões de 100 metros).
- ☐ A dor me impede de caminhar mais de 400 metros (aproximadamente 4 quarteirões de 100 metros).
- ☐ Só consigo andar usando uma bengala ou muletas.
- ☐ Fico na cama a maior parte do tempo e preciso me arrastar para ir ao banheiro.

Seção 5 – Sentar

- () Consigo sentar em qualquer tipo de cadeira durante o tempo que quiser.
- () Consigo sentar em uma cadeira confortável durante o tempo que quiser.
- () A dor me impede de ficar sentado por mais de 1 hora.
- () A dor me impede de ficar sentado por mais de meia hora.
- () A dor me impede de ficar sentado por mais de 10 minutos.
- () A dor me impede de sentar.

Seção 6 – Ficar em Pé

- () Consigo ficar em pé o tempo que quiser sem aumentar a dor.
- () Consigo ficar em pé durante o tempo que quiser, mas isso aumenta a dor.
- () A dor me impede de ficar em pé por mais de 1 hora.
- () A dor me impede de ficar em pé por mais de meia hora.
- () A dor me impede de ficar em pé por mais de 10 minutos.
- () A dor me impede de ficar em pé.

Seção 7 – Dormir

- () Meu sono nunca é perturbado pela dor.
- () Meu sono é ocasionalmente perturbado pela dor.
- () Durmo menos de 6 horas por causa da dor.
- () Durmo menos de 4 horas por causa da dor.
- () Durmo menos de 2 horas por causa da dor.
- () A dor me impede totalmente de dormir.

Seção 8 – Vida Sexual

- () Minha vida sexual é normal e não aumenta minha dor.
- () Minha vida sexual é normal, mas causa um pouco mais de dor.
- () Minha vida sexual é quase normal, mas causa muita dor.
- () Minha vida sexual é severamente limitada pela dor.
- () Minha vida sexual é quase ausente por causa da dor.
- () A dor me impede de ter uma vida sexual.

Seção 9 – Vida Social

- () Minha vida social é normal e não aumenta a dor.
- () Minha vida social é normal, mas aumenta a dor.
- () A dor não tem nenhum efeito significativo na minha vida social, porém limita alguns interesses que demandam mais energia, como por exemplo, esporte, etc.
- () A dor tem restringido minha vida social e não saio de casa com tanta frequência.
- () A dor tem restringido minha vida social ao meu lar.
- () Não tenho vida social por causa da dor.

Seção 10 – Locomoção (ônibus/carro/táxi)

- () Posso ir a qualquer lugar sem sentir dor.
- () Posso ir a qualquer lugar, mas isso aumenta a dor.
- () A dor é intensa, mas consigo me locomover durante 2 horas.
- () A dor restringe-me a locomoções de menos de 1 hora.
- () A dor restringe-me a pequenas locomoções necessárias de menos de 30 minutos.

() A dor impede de locomover-me, exceto para receber tratamento.

Essas dez sessões contidas no questionário de Oswestry possuem seis declarações (itens), cada uma representa um aumento no degrau de severidade da dor lombar. A primeira declaração em cada sessão descreve ausência ou pequena dor lombar e limitação funcional, recebendo zero, enquanto que a sexta declaração descreve dor ou limitação funcional extrema, recebendo cinco pontos. A pontuação total é calculada pela soma dos pontos, sendo a maior soma possível igual a cinquenta. Esse resultado é transformado em porcentagem multiplicando-o por dois. A maior porcentagem representa uma maior incapacidade relacionada à dor lombar.

Ex: Resultado de 35 pontos; $2 \times 35 = 70$; portanto, a severidade da incapacidade lombar funcional é de 70%.

Classificação da incapacidade: 0 a 20% = incapacidade mínima; 20 a 40% = incapacidade moderada; 40 a 60% = incapacidade severa; 60 a 80% = incapacidade muito severa; 80 a 100% = incapacidade total.

AValiação da intensidade de dor (Escala Analógica visual - EVA)

Sua dor é: Contínua () ou Intermitente () Qual a condição?

.....

- Dor lombar no último mês:

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ausência total de dor					pior dor que você já teve					

() sem dor () fraca () moderada () forte () violenta () insuportável

- Dor lombar na última semana:

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ausência total de dor					pior dor que você já teve					

() sem dor () fraca () moderada () forte () violenta () insuportável

- Dor no dia de hoje:

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ausência total de dor					pior dor que você já teve					

() sem dor () fraca () moderada () forte () violenta () insuportável

ANEXO III

PROCEDIMENTOS PARA CLASSIFICAÇÃO E QUANTIFICAÇÃO POSTURAL

1 - Preparo da sala e do voluntário

Para avaliação da postura foram utilizados: um simetrógrafo, uma prancha de 40x40 cm posicionada na região central do simetrógrafo para posicionamento dos pés, fio de prumo fixado ao teto, e um tripé para colocação da câmera digital posicionado a 275 cm dos pés do voluntário ⁽⁷³⁾ e com altura de 85 cm do chão.

O voluntário foi orientado a vestir roupa de praia e o avaliador posicionou marcadores sobre a espinha ilíaca ântero-superior (EIAS) e sobre a espinha ilíaca pósterio-superior (EIPS) do lado dominante e por fim marcou-se com lápis dermatográfico a apófise espinhosa da terceira vértebra lombar.

2 - Quantificação da Lordose lombar

A quantificação da lordose lombar foi realizada por uma régua acoplada a um nível de água de construção (Figura 1). O nível de água, em posição vertical foi apoiado na face posterior do sacro, ficando a régua de madeira no lado superior do instrumento na altura da terceira vértebra lombar (L3). Estando o nível equilibrado a régua de madeira foi levada até a profundidade da terceira vértebra lombar e seu percurso mensurado em centímetros pelo avaliador (Figura 2).

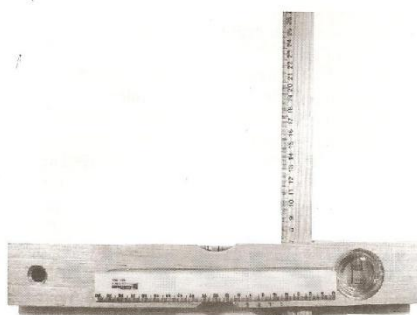


Figura 1: Instrumento para quantificação da lordose lombar.

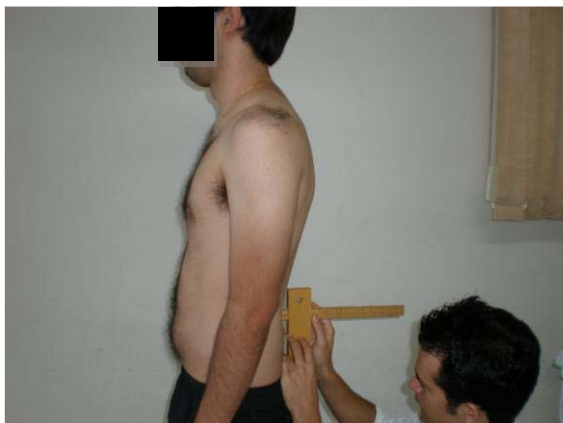


Figura 2: Procedimento realizado para quantificação da lordose lombar.

3 - Realização das Imagens

O voluntário foi orientado a subir sobre a prancha para ser fotografado em vista anterior, posterior, perfil direito e perfil esquerdo. Em vista de perfil o peso do prumo ficou levemente anterior ao maléolo lateral e em vista posterior e anterior a meio caminho entre os dois calcanhares ⁽⁵⁵⁾.

Para garantir a mesma base de sustentação nas imagens, um tapete de couro para marcar a posição dos pés foi colocado sobre a prancha e o voluntário orientado a posicionar-se livremente para a tomada da primeira imagem. O comando verbal utilizado foi para o voluntário ficar sobre o tapete na posição mais confortável e familiar possível. A seguir o avaliador realizou o contorno dos pés do paciente no tapete e a primeira imagem foi tomada. Para as próximas fotografias o voluntário foi convidado a descer da prancha para que o tapete pudesse ser girado garantindo a mesma base de sustentação para as todas as posições (Figura 3).

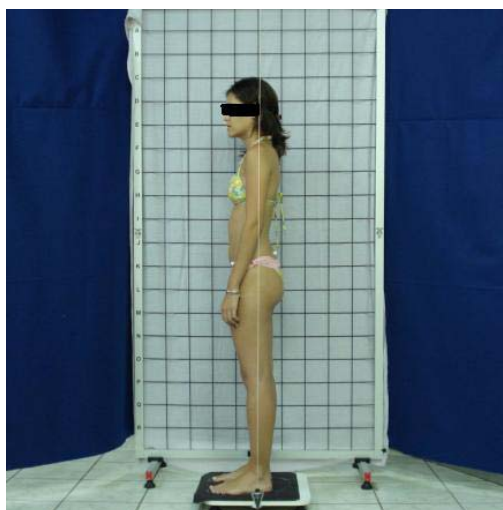


Figura 3: Exemplo de imagem de perfil para avaliação postural.

3 - Análises das imagens e quantificação da inclinação pélvica

As imagens foram transferidas para o computador, abertas no software para avaliação postural – SAPO, versão 0,68 e através da observação das

imagens pelo avaliador o voluntário foi classificado, baseado em Kendall et al.⁽⁵⁵⁾, como segue: alinhamento ideal, postura de cifose-lordose, postura de dorso plano ou desleixada (Figura 4).

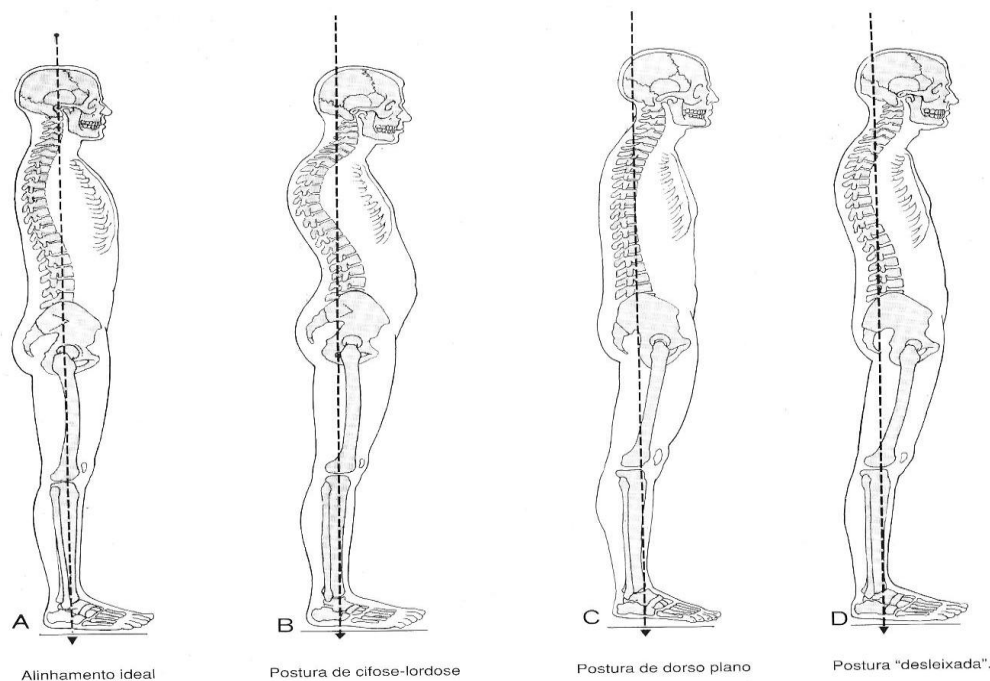


Figura 4: Modelo proposto por Kendall et al.⁽⁵⁵⁾ para classificação postural.

Realizada a classificação do voluntário quanto ao alinhamento postural, o ângulo de inclinação pélvica foi mensurado com a ferramenta de medir ângulo do software de avaliação postural – SAPO. O avaliador para mensurá-lo pontuava os marcadores que estavam sobre as espinhas ilíacas gerando uma reta de onde partia uma nova reta horizontal e automaticamente o ângulo era apresentado na tela (Figura 5). Segundo Magee⁽⁶⁸⁾ e Kendall et al.⁽⁵⁵⁾, este ângulo deve estar entre 7° e 15° graus.

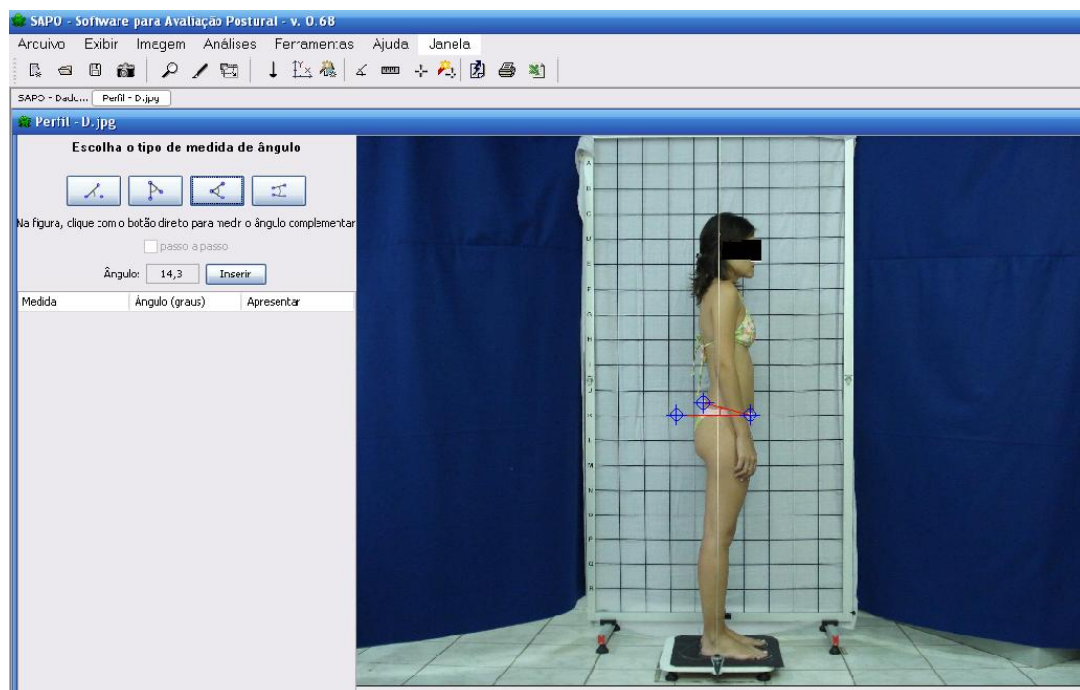


Figura 5: Janela aberta no software de análise postural "SAPO" para quantificação da inclinação pélvica.

Tabela 1. Resultado da Avaliação e Quantificação Postural dos voluntários (n = 27).

Voluntário	Alinhamento Postural	Medida da lordose lombar (cm)	Ângulo de Inclinação pélvica (graus)	Presença de escoliose
Feminino				
1	Ideal	6,0	09,5	Não
2	Desleixada	5,5	15,0	Não
3	Ideal	4,0	10,0	Não
4	Ideal	4,8	9,5	Não
5	Ideal	5,2	13,2	Não
6	Ideal	5,0	10,1	Não
7	Ideal	6,0	15,0	Não
8	Ideal	6,0	07,4	Não
9	Desleixada	6,0	15,8	Não
10	Ideal	4,7	14,3	Não
11	Ideal	5,0	20,0	Não
12	Ideal	4,5	11,7	Não
13	Ideal	5,5	12,4	Não
14	Ideal	6,5	10,5	Não
15	Ideal	6,5	8,2	Não
MÉDIA/SD	-	5,41±0,74	12,17±3,39	-
Masculino				
16	Dorso Plano	3,0	8,0	Não
17	Ideal	2,5	7,4	Não
18	Ideal	4,0	9,0	Não
19	Ideal	3,5	7,1	Não
20	Desleixada	4,0	8,0	Não
21	Ideal	4,0	7,0	Não
22	Desleixada	5,0	8,0	Não
23	Ideal	4,0	7,5	Não
24	Dorso Plano	3,5	7,0	Não
25	Desleixada	2,5	8,0	Não
26	Ideal	6,0	11,8	Não
27	Cifose-lordose	4,5	3,0	Não
MÉDIA/SD	-	3,87±1,0	7,65±1,96	-

ANEXO IV

TESTES FÍSICOS FUNCIONAIS

* (Materiais Necessários para Execução dos Testes: goniômetro, fita métrica, cronômetro, lápis dermatográfico, divã com superfície rígida e estável e triângulo de apoio para as costas).

1 – TESTE DE COORDENAÇÃO E EQUILÍBRIO ⁽¹²⁾

Teste de ficar em pé em uma só perna Dados normativos: Para Liebson (2004) 20 - 59 anos = 29 a 30 s (olhos abertos) 21 a 28 s (olhos fechados) 60 - 69 anos = 22.5 (olhos abertos) 10 s (olhos fechados) 70 - 79 anos = 14.2 (olhos abertos) 4.2 s (olhos fechados) Para Cox, J.(2002) ≥ 20 segundos	Normal () c/ desnivelamento pélvico () c/ movimento excessivo braços () Alterado ()
--	--

2 - TESTES DE FLEXIBILIDADE

2.1- TESTE DE FLEXIBILIDADE MUSCULAR DO MEMBRO INFERIOR ⁽¹²⁾

Teste de Thomas modificado	MEMBRO INFERIOR DIREITO	MEMBRO INFERIOR ESQUERDO
Psoas reto femoral	() normal () retração valor: () normal () retração valor:	() normal () retração valor: () normal () retração valor:

2.2 - TESTE DE FLEXIBILIDADE MUSCULAR DA COLUNA LOMBAR ⁽⁴⁾

Teste de Schober modificado	
Dados normativos: Tocar o 3º dedo da mão no solo. Padrões Compensatórios Ângulo normal $\pm 90^\circ$ Ângulo normal $\pm 90^\circ$	() normal () retração : valor distância dedo/solo = () Abertura do ângulo tibio-társico () Abertura do ângulo coxofemoral

3 - TESTES DE RESISTÊNCIA

3.1- TESTE DE AGACHAMENTO REPETITIVO ⁽¹²⁾

Teste de Resistência Dinâmica	Agachamento bilateral
Quadríceps e glúteo máximo Padrões Compensatórios	Repetições: () normal () fraco Alterações: Perda de postura lordótica com aumento da flexão do tronco

Age	Males (n = 242)						Females (n = 233)					
	Blue collar		White collar		All		Blue collar		White collar		All	
	\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	\bar{X}	SD
35-39	39	13	46	8	42	12	24	11	27	12	26	12
40-44	34	14	45	9	38	13	22	13	18	8	20	12
45-49	30	12	40	11	33	13	19	12	26	13	22	13
50-54	28	14	41	11	33	14	13	10	18	14	14	11
35-54	33	14	43	10	37	13	20	12	23	12	21	12

\bar{X} = mean; SD = standard deviation.

3.2 - TESTE DE ENROLAMENTO REPETITIVO DO TRONCO ⁽¹²⁾

Teste de Resistência Dinâmica		
Abdominais e flexor do quadril	Valores normativos (Idade, sexo e ocupação específica)	Repetições: () normal () fraco

Age	Males (n = 242)						Females (n = 233)					
	Blue collar		White collar		All		Blue collar		White collar		All	
	\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	\bar{X}	SD
35-39	29	13	35	13	32	13	24	12	30	16	27	14
40-44	22	11	34	12	27	13	18	12	19	13	19	12
45-49	19	11	33	15	24	14	17	14	22	15	19	14
50-54	17	13	36	16	23	16	9	10	20	13	11	11
35-54	23	13	35	13	27	14	17	13	24	15	19	14

\bar{X} = mean; SD = standard deviation.

3.3 - TESTE ESTÁTICO DE RESISTÊNCIA DAS COSTAS DE SORENSON ⁽¹²⁾

Teste de Resistência Estática		
Paravertebrais	Valores normativos (Idade, sexo e ocupação específica)	Tempo: () normal () fraco () Presença de dor

Age	Males (n = 242)						Females (n = 233)					
	Blue collar		White collar		All		Blue collar		White collar		All	
	\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	\bar{X}	SD
35-39	87	38	113	47	97	43	91	61	95	48	93	55
40-44	83	51	129	57	101	57	89	57	67	51	80	55
45-49	81	45	131	64	99	58	90	55	122	73	102	64
50-54	73	47	121	56	89	55	62	55	99	78	69	60
35-54	82	45	123	55	97	53	82	58	94	62	87	59

\bar{X} = mean; SD = standard deviation

3.4 - TESTE DE RESISTÊNCIA ESTÁTICA DO QUADRADO LOMBAR (SIDE BRIDGE) ⁽⁴⁾

Teste de Resistência Estática	LADO DIREITO	LADO ESQUERDO	RELAÇÃO DIREITO/ESQUERDO
Tempo em segundos	Normal () Alterado () valor =	Normal () Alterado () valor =	Normal () Alterado () valor =
Valores normativos	84.5 ± 34.5 segundos	Para homens e mulheres normais	0.96, diferença maior do que 0.05 sugere alteração

4 – TESTE DE COMPRIMENTO E FORÇA – (Inner range,¹³)

Teste de Comprimento e Força Muscular	Direito	Esquerdo
Íliopsoas	Normal () Alterado () Muito alongado ()	Normal () Alterado () Muito alongado ()
Glúteo Médio	Normal () Alterado () Muito alongado ()	Normal () Alterado () Muito alongado ()
Glúteo Máximo	Normal () Alterado () Muito alongado ()	Normal () Alterado () Muito alongado ()
Dados normativos	Normal () manter posição por um tempo de 20 segundos	

5 - TESTES QUALIFICÁVEIS

5.1 - TESTE DE EXTENSÃO DO QUADRIL⁽¹²⁾

Avalia a contração do <u>glúteo máximo</u> para produzir a extensão.	MEMBRO INFERIOR DIREITO	MEMBRO INFERIOR ESQUERDO
Padrões Compensatórios Hiperatividade de Paravertebrais	Normal () Alterado () Alterações: () Hiperextensão lombosacra; () Rotação do tronco; () Atividade da cintura escapular;	Normal () Alterado () Alterações: () Hiperextensão lombosacra; () Rotação do tronco; () Atividade da cintura escapular;

5.2 - TESTE DE ABDUÇÃO DO QUADRIL⁽¹²⁾

Avaliação do <u>glúteo médio</u> durante a abdução do quadril.	MEMBRO INFERIOR DIREITO	MEMBRO INFERIOR ESQUERDO
Padrões Compensatórios Paravertebrais Quadrado lombar Íliopsoas Tensor da Fáscia Lata Tensão de adutores e inibição de glúteo médio	Normal () Alterado () Alterações: () Rotação posterior do tronco; () Levantamento do quadril; () Flexão do quadril; () Flexão do quadril com rotação externa; () Abdução com pequena extensão do quadril.	Normal () Alterado () Alterações: () Rotação posterior do tronco; () Levantamento do quadril; () Flexão do quadril; () Flexão do quadril com rotação externa; () Abdução com pequena extensão do quadril.

5.3 - TESTE DE ENROLAMENTO DO TRONCO⁽¹²⁾

Avaliação do reto do abdome e do iliopsoas em produzir flexão do tronco	
Padrões Compensatórios Paravertebrais hiperativo e abdominal fraco Íliopsoas hiperativo Abdominal fraco Falta de transversos e multifídeos	Normal () Alterado () Alterações: () Hiperextensão lombosacra; () Levantar os pés da mesa; () Tremor; () Protrusão abdominal.

5.4 - TESTE DE AGACHAMENTO ⁽¹²⁾

Avaliar a qualidade da mecânica do agachamento	Agachamento bilateral
Padrões Compensatórios Superatividade de tendões ou mecânica intersegmentar fraca Quadríceps Gastrocnêmios ou fraca dorsiflexão do encaixe do tornozelo	Normal () Alterado () Alterações: () Perda de postura lordótica com aumento da flexão do tronco () Translação anterior do joelho sobre o pé, valgo ou varo no joelho () Levantamento do calcanhar

ANEXO V

Tabelas com os resultados obtidos nos cinco domínios.

DOMÍNIO DA COORDENAÇÃO E EQUILÍBRIO

Tabela 1. Valores em segundos obtidos pelos voluntários no Teste de Coordenação e Equilíbrio. (MI = Membro Inferior; D = Direito, E = Esquerdo)

Voluntário	Feminino		Masculino	
	MID	MIE	MID	MIE
1	22	19*	30	30
2	30	30	24	25
3	30	30	18*	13*
4	30	19*	30	30
5	30	30	30	30
6	30	30	30	30
7	29	16*	30	30
8	30	30	30	30
9	30	30	30	30
10	30	30	30	30
11	30	30	30	30
12	30	30	30	30
13	30	23	-	-
14	30	30	-	-
15	30	30	-	-

Nota: * valores fora do tempo considerado normal.

DOMÍNIO DA FLEXIBILIDADE

Tabela 2. Valores obtidos pelos voluntários no Teste de Thomas modificado e no Teste de Schober modificado.

Voluntário	P-d (graus)	P-e (graus)	RF-d (graus)	RF-e (graus)	Espinhais(cm)
Feminino					
1	N	N	15°	15°	3
2	N	N	22°	22°	12
3	N	N	10°	5°	14
4	N	N	10°	5°	N
5	N	N	10°	10°	8
6	N	10°	N	N	16
7	N	N	N	N	10
8	N	N	15°	N	N
9	N	N	N	20°	14
10	N	N	35°	25°	N
11	10°	10°	5°	10°	10
12	N	N	20°	15°	12
13	N	N	N	N	N
14	N	N	N	N	7
15	N	N	N	N	N
Masculino					
16	N	N	10°	15°	N
17	5°	N	N	N	12
18	N	N	10°	20°	23
19	N	5°	18°	25°	N
20	N	N	5°	N	20
21	N	N	N	N	N
22	N	N	15°	25°	8,5
23	N	N	N	20°	N
24	N	N	20°	15°	N
25	N	N	N	20°	12
26	N	5°	40°	42°	13
27	5°	15°	40°	35°	15

Nota:

P-d= psoas direito; P-e= psoas esquerdo; RF-d= reto femoral direito; RF-e=reto femoral esquerdo; N=normal.

Os valores presentes na tabela 2 para os músculos psoas e reto femoral são referentes aos graus de encurtamento encontrados. Já para os espinhais, última coluna da tabela 2, os

valores são para distância dedo ao solo durante o movimento de flexão do tronco. Os voluntários que alcançaram o solo com o terceiro dedo foram considerados normais.

DOMÍNIO DA RESISTÊNCIA

Tabela 3. Valores obtidos pelos voluntários nos Testes de Resistência.

Feminino					
Voluntário	Agachamento Repetitivo (repetições)	Enrolamento Repetitivo do Tronco (repetições)	Estático de Resistência das Costas de Sorensen (tempo em segundos)	Estático de Resistência do Quadrado Lombar (direito) (tempo em segundos)	Estático de Resistência do Quadrado Lombar (esquerdo) (tempo em segundos)
1	50	50	120	54	58
2	50	28	103	54	51
3	50	25	84	55	48
4	50	32	125	19	19
5	50	50	170	47	62
6	50	17	240	29	32
7	50	27	180	64	65
8	50	31	128	35	45
9	50	35	139	37	55
10	50	50	136	55	59
11	50	31	144	60	54
12	50	50	70	48	39
13	50	50	129	54	63
14	47	50	120	23	33
15	50	46	154	54	58
Masculino					
16	50	50	109	90	85
17	50	50	92	68	71
18	41	30	116	80	60
19	50	50	97	94	82
20	50	50	143	103	85
21	50	50	105	101	100
22	50	50	145	101	105
23	50	50	96	150	126
24	45	26	54	32	35
25	50	50	180	120	60
26	50	41	98	60	50
27	50	50	44	28	76

DOMÍNIO DO COMPRIMENTO E FORÇA

Tabela 4. Resultado dos voluntários nos Testes de Comprimento e Força.

VOLUNTÁRIOS	P-d	P-e	Gm-d	Gm-e	GM-d	GM-e
Feminino						
1	A	A	A	A	A	A
2	N	N	N	N	A	A
3	N	N	N	N	A	A
4	N	N	N	N	A	A
5	N	A	A	A	A	A
6	N	N	N	N	A	A
7	A	A	N	N	A	A
8	N	N	N	N	A	A
9	N	N	N	N	A	A
10	N	N	N	N	A	A
11	N	N	N	N	A	A
12	N	A	N	N	A	A
13	N	N	N	N	A	A
14	N	N	N	N	A	A
15	N	N	N	N	A	A
Masculino						
16	N	N	N	N	N	N
17	N	N	N	N	N	N
18	A	A	A	A	A	A
19	N	N	N	N	A	A
20	N	N	N	N	A	N
21	N	N	A	A	A	A
22	N	N	N	N	A	N
23	N	A	N	N	N	N
24	N	N	A	A	A	A
25	N	N	N	N	N	N
26	N	N	N	N	A	A
27	N	N	N	N	A	N

Nota: P-d = psoas direito; P-e = psoas esquerdo; Gm-d = glúteo médio direito; Gm-e = glúteo médio esquerdo; GM-d = glúteo máximo direito; GM-e = glúteo máximo esquerdo; N = Normal e A = Alterado.

ANEXO VI

Tabela 1 – Planilha com os valores do tempo de início de ativação muscular do múltífido lombar (ML) e Transverso do Abdome/Oblíquo Interno (TrA/OI), em milisegundos, obtidos dos 27 voluntários (n=12 repetições). (obs. AA = Ausência de ativação, visual = determinação visual do início de ativação, onset = determinação do início de ativação pela rotina).

(FEMININO)							
(1)	Múltífido		TrA/OI		Acelerômetro		
	Visual	Onset	Visual	onset	Max	Média	SD
1		9,99	AA	AA	28,12	15,99	10,36
2		erro	AA	AA	27,44	13,11	10,04
3		12,49	AA	AA	28,22	17,67	9,7
4		48,49	AA	AA	26,17	13,11	8,9
5		-12,49	AA	AA	26,11	14,21	9,76
6		17,99	AA	AA	28,12	13,6	8,81
7		44,99	AA	AA	26,11	13,4	7,81
8		14,99	AA	AA	27,99	14,74	7,42
9		24,99	AA	AA	24,33	14,35	8,57
10		-0,49	AA	AA	24,1	12,41	8,63
11		15,49	AA	AA	25,43	11,6	8,57
12		0	AA	AA	27,08	11,8	8,8

(2)	Múltífido		TrA/OI		Acelerômetro		
	Visual	Onset	visual	onset	Max	Média	SD
1		14,99		4,49	20,93	7,66	4,43
2		16,99	-19,35		27,57	10,12	8,03
3		49,99		-65,66	25,19	9,82	8,13
4	4,14			0,99	28,05	8,55	7,32
5		-13,99		-41,47	27,57	9,88	7,29
6		60,99		8,99	27,99	9,87	8,54
7		20,99		-18,49	28,18	13,62	10,35
8		20,99		10,49	28,24	9,86	11,02
9		5,99		-17,99	28,3	10,21	10,7
10		27,99		-9,99	28,36	12,95	9,22
11		51,49		25,49	27,75	8,9	9,28
12	-12,44			25,49	28,05	7,13	9,27

(3)	Múltífido		TrA/OI		Acelerômetro		
	Visual	Onset	visual	onset	Max	Média	SD
1	AA	AA	AA	AA	25,87	12,94	9,38
2	AA	AA	AA	AA	27,99	11,87	10,66
3	AA	AA	AA	AA	16,17	7,72	4,86
4	AA	AA	AA	AA	24,88	11,53	9,53

5	AA	AA	AA	AA	22,39	9,52	6,85
6	AA	AA	AA	AA	18,55	9,09	6,74
7	AA	AA	AA	AA	28,24	14,18	11,68
8	AA	AA	AA	AA	26,23	13,89	9,56
9	AA	AA	AA	AA	24,58	13	9,78
10	AA	AA	AA	AA	27,33	13,41	9,62
11	AA	AA	AA	AA	20,5	10,55	6,59
12	AA	AA	AA	AA	26,59	14,04	10,28

(4)	Multífido		TrA/OI		Acelerômetro		
	Visual	Onset	visual	onset	Max	Média	SD
1	AA	AA	AA		26,42	11,88	9,51
2	-48,38		-13,82		26,84	14,46	10,7
3	AA	AA	3,22		26,72	15,76	9,62
4	-27,64		AA	AA	26,78	17,46	8,83
5	AA	AA	-29,03		26,89	16,75	10,78
6	AA	AA	AA	AA	26,89	17	10,52
7	AA	AA	AA	AA	26,78	17,14	9,19
8	AA	AA	AA	AA	26,72	16,06	10,08
9	AA	AA	AA	AA	26,72	16,8	10,27
10	AA	AA	AA	AA	26,84	16,97	9,85
11	AA	AA	AA	AA	26,78	16,35	10,25
12	AA	AA	AA	AA	26,78	18,08	26,78

(5)	Multífido		TrA/OI		Acelerômetro		
	Visual	onset	visual	onset	Max	Média	SD
1	-32,25		-10,36		20,56	10,46	6,57
2	-3,45		-13,82		27,94	15,19	8,51
3	0		-34,56		24,46	12,25	7,93
4	-25,34			AA	24,46	14,14	7,81
5	8,29		0		27,75	13,52	7,88
6	AA	AA	AA	AA	22,21	12,48	6,85
7		-8,49	-12,44		27,82	13,55	8,18
8		18,99	AA		23,18	12,79	7,45
9	3,45			35,49	27,39	13,8	8,43
10	-44,23			2,99	25,43	14,23	7,65
11	-6,45		-48,38		26,84	14,87	8,4
12		7,49	-33,17		28,18	16,32	7,22

(6)	Multífido		TrA/OI		Acelerômetro		
	Visual	onset	visual	onset	Max	Média	SD
1	18,43		AA	AA	26,28	7,64	13,45
2	44,23		AA	AA	26,72	18,84	8,84

3	29,03		AA	AA	26,65	16,57	10,08
4	16,12		AA	AA	26,72	17,48	8,66
5	35,48		AA	AA	26,47	17,29	9,56
6	58,75		AA	AA	26,47	17,87	7,78
7	AA	AA	AA	AA	26,65	18,84	7,68
8	-3,68		AA	AA	26,23	16,28	9,15
9	0		AA	AA	23,73	15,39	7,32
10	41,93		AA	AA	26,59	13,92	9,89
11	-22,58		AA	AA	26,78	15,57	9,09
12	80,64		AA	AA	26,65	17,14	8,44

(7)	Multífido		TrA/OI		Acelerômetro		
	Visual	onset	visual	onset	Max	Média	SD
1	AA	AA	AA	AA	12,45	1,03	4,65
2	AA	AA	AA	AA	21,9	8,64	6,55
3	-35,48		AA	AA	20,14	8,26	6,32
4	AA	AA	AA	AA	14,05	7,5	4,59
5	AA	AA	AA	AA	26,23	10,21	8,05
6	-33,17		AA	AA	26,53	13,05	8,66
7	-51,61		AA	AA	20,08	8,83	6,46
8	-16,12		AA	AA	25,92	11,9	8,54
9	-25,8		AA	AA	26,65	12,09	8,28
10	17,28		AA	AA	22,87	7,5	6,54
11	-9,67		AA	AA	21,11	7,96	6,07
12	-22,58		AA	AA	45,77	7,91	12,76

(8)	Multífido		TrA/OI		Acelerômetro		
	Visual	onset	visual	onset	Max	Média	SD
1	AA	AA	AA	AA	10,08	4,71	2,41
2	4,6		AA	AA	26,97	10	9,95
3	0		AA	AA	23,67	10,76	7,56
4	0			-3,99	26,53	10,95	9,44
5		9,99	-81,1		27,5	12,8	8,57
6	-6,45		-29,03		28,36	13,02	9,51
7	-33,17		-82,94		27,2	9,61	8,87
8		45,16	-99,53		22,94	10,24	7,46
9		45,99	AA	AA	28,24	10,39	11,16
10		17,49	-25,8		27,88	8,9	9,19
11	-13,82				23,73	9,58	7,36
12	-29,03		AA	AA	19,7	7,11	6,57

(9)	Multífido		TrA/OI		Acelerômetro		
	Visual	onset	visual	onset	Max	Média	SD
1		-7,49	-41,47		28,49	17,38	10,65
2		0	-25,8		28,6	16,91	11,22
3	-4,14			-23,99	28,54	17,2	10,97
4		28,49	-24,88		28,54	13,94	10,91
5		34,99	-18,43		28,54	14,77	10,01
6		19,49	-20,73		28,6	14,7	10,52
7		8,49	-32,25		28,54	13,47	11,23
8	7,37		AA	AA	28,6	14,68	10,74
9		-3,99		-22,49	28,6	13,34	10,42
10		23,49	-40,55		28,54	13,56	10,71
11		4,99	-18,43		28,6	12,58	10,66
12		16,58		-0,99	28,54	17,79	10,63

(10)	Multífido		TrA/OI		Acelerômetro		
	Visual	onset	visual	onset	Max	Média	SD
1	-6,45		AA	AA	28,36	18,51	9,9
2	22,58		AA	AA	28,36	18,79	10,25
3	20,73		AA	AA	28,49	10,01	9,78
4	45,16		AA	AA	28,3	16,43	9,53
5		17,99	AA	AA	28,54	18,41	10,04
6		12,99	AA	AA	28,36	18,14	10,87
7	0		AA	AA	28,36	16,88	10,7
8	25,8		AA	AA	28,36	14,87	11,95
9	16,12		AA	AA	28,49	15,31	13,02
10	0		AA	AA	28,43	16,09	12,3
11	-19,35		AA	AA	28,6	19,64	9,91
12	-6,45		AA	AA	28,54	12,53	12,53

(11)	Multífido		TrA/OI		Acelerômetro		
	Visual	onset	visual	onset	Max	Média	SD
1	-46,08			AA	26,84	17,89	9,41
2	-23,04			AA	26,78	16,71	9,76
3	AA			AA	26,84	16,43	9,55
4	-23,04			AA	26,78	19,89	8,73
5	-14,74			AA	26,65	14,01	9,13
6		4,99		AA	26,78	16,64	10,35
7	AA			AA	26,59	16,68	10,21
8	-32,25			AA	26,72	18,06	9,82
9	0			AA	26,78	14,86	9,69
10	-20,73			AA	26,34	16,39	9,73
11	6,91			AA	26,72	17,02	9,88
12	AA			AA	26,65	16,81	9,93

(12)	Multífido		TrA/OI		Acelerômetro		
	Visual	onset	visual	onset	Max	Média	SD
1	-11,52			-19,99	27,08	17,51	10,11
2	0		-58,06		27,08	18,18	9,99
3	20,73		-69,12		27,02	16,45	10,48
4	-13,82			-30,49	27,08	16,58	11,39
5	22,58		-22,99		27,08	15,83	11,04
6	-6,91			-32,49	27,02	17,4	11,04
7	0			-69,12	27,08	19,25	8,07
8	10,36			-13,82	27,08	14,86	11,3
9	-14,74		-77,41		27,08	17,64	9,64
10	16,12			-38,7	27,08	11,02	11,79
11		-13,49		AA	27,14	18,81	9,06
12	-6,91		-34,56		27,08	20,35	8,48

(13)	Multífido		TrA/OI		Acelerômetro		
	Visual	onset	visual	onset	Max	Média	SD
1	5,76		-23,04		26,84	15,74	8,37
2	12,44		AA		26,78	14,23	9,55
3	69,12		AA		21,84	9,75	6,56
4	41,47		AA		26,47	11,61	7,72
5		66,99	16,58		26,65	14,13	8,7
6	25,8		22,11		26,72	14,89	8,06
7	32,25		AA		25,74	11,26	7,38
8	23,04		27,64		26,65	10,93	9,36
9	73,73		27,64		23,86	10,72	7,9
10	46,08		-40,32		26,89	13,56	8,47
11	4,14		-33,17		26,78	10,51	10,39
12	0		9,21		26,78	14,09	9,32

(14)	Multífido		TrA/OI		Acelerômetro		
	Visual	onset	visual	onset	Max	Média	SD
1	20,73		66,35		26,84	25,1	9,61
2	74,65			44,49	26,78	18,11	8,69
3	0			10,49	26,84	21,44	7,88
4	29,03			19,49	26,84	21,91	7,11
5	23,04			-11,52	26,84	17,18	10,15
6	13,82			4,49	26,78	16,16	10,77
7	46,08			27,64	26,84	17,42	10,36
8	-9,21			-25,49	26,89	11,8	10,1
9	32,25			40,49	26,84	16,29	10,99
10	8,29			-12,44	26,78	18,61	8,97
11	27,64			-32,25	26,84	14,76	9,76

12 20,73 66,35 26,84 25,1 9,61

(15)	Multífido		TrA/OI		Acelerômetro		
	Visual	onset	visual	onset	Max	Média	SD
1	-11,7		-55,29		26,53	14,29	10,21
2	-4,6		-64,51		26,65	14,96	8,07
3	AA		-53,91		26,78	12,82	9,76
4	-13,82		-59,9		26,84	14,99	10,46
5	18,43		-27,64		26,84	13,54	10,81
6	-4,6			-3,99	26,97	17,32	9,58
7	-20,73		17,99		26,89	16,78	13,13
8	AA		-4,6		26,84	18,32	9,39
9	-16,58		-58,06		26,84	17,8	11,41
10	-10,36		-6,91		26,89	17,64	10,21
11	-32,25			-1,49	26,89	16,69	9,64
12	22,11		-33,17		26,84	17,65	12,15

(MASCULINO)

(1)	Multífido		TrA/OI		Acelerômetro		
	Visual	onset	visual	onset	Max	Média	SD
1	8,29		-24,88		28,54	16,78	11,72
2	-19,35		AA	AA	28,49	17,06	11,11
3	9,21		-32,25		24,41	12,24	8,91
4	-4,14		-41,47		28,49	16,66	10,91
5	22,58			-48,99	28,43	15,8	10,7
6	-36,86			AA	28,18	15,08	10,59
7	0			-62,21	28,3	16,87	10,81
8	-4,6			-26,49	28,49	14,78	11,35
9	3,22			-61,29	28,24	15,47	10,65
10	16,58		-78,8		24,83	12,59	9,06
11	AA	AA	AA	AA	23,18	10,29	7,6
12	25,8		AA	AA	27,99	11,96	10,67

(2)	Multífido		TrA/OI		Acelerômetro		
	Visual	onset	visual	onset	Max	Média	SD
1	-38,01		-86,4		28,3	13,83	10,55
2		12,49	-55,29		27,99	14,87	9,54
3	-47,92		-22,11		27,02	12,5	8,91
4	-29,03			-15,99	28,36	13,67	10,1
5	4,99		-47,92		28,43	13,94	10,04
6	-33,17			-16,49	28,36	15,46	9,71
7		8,49	-59,9		28,36	13,96	10,45
8		2,99		-46,08	27,14	13,31	8,72
9		-8,99	-48,38		27,63	16,06	8,72

10	-70,96		-67,74		28,12	17,27	8,82
11		-0,99		-1,99	28,24	14,86	9,73
12		5,49		-15,49	28,49	15,37	10,13

(3)	Multífido		TrA/OI		Acelerômetro		
	Visual	onset	visual	onset	Max	Média	SD
1	-22,11		AA	AA	13,86	4,45	5,51
2	-29,49		AA	AA	17,58	6,08	7,01
3	-6,45		AA	AA	9,83	4,21	4,1
4	-12,9		AA	AA	13,42	4,05	3,85
5	-12,9		AA	AA	17,14	6,43	6,79
6	-58,98		AA	AA	17,39	4,66	7,01
7	-38,01		AA	AA	22,15	6,74	8,45
8	-6,91		AA	AA	24,88	8,51	9,69
9		23,29	AA	AA	26,42	8,98	10,62
10	0		AA	AA	25,37	9,39	9,47
11	18,43		AA	AA	19,53	6,56	7,66
12	13,82		AA	AA	24,77	9,3	9,38

(4)	Multífido		TrA/OI		Acelerômetro		
	Visual	onset	visual	onset	Max	Média	SD
1		39,49	-65,66		28,66	19,58	10,3
2		37,49	-69,12		28,54	18,33	10,8
3		19,49		0,49	28,6	21,36	9,93
4		5,99	11,05		28,6	19,44	10,06
5		50,99		49,99	28,66	21,21	9,8
6		34,99		23,49	28,6	21,57	8,83
7		48,99		17,49	28,66	20	10,47
8	3,22			12,99	28,6	20,38	11,03
9		54,99		1,49	28,66	22,47	8,99
10	16,12			26,49	28,6	20,15	10,43
11		4,99		17,99	28,6	22,02	9,53
12		14,99		23,49	28,6	20,93	9,28

(5)	Multífido		TrA/OI		Acelerômetro		
	Visual	onset	visual	onset	Max	Média	SD
1		12,99	AA		28,36	16,57	10,31
2	-29,03		-19,35		28,49	19,34	10,75
3		34,99	AA		28,18	15,23	10,61
4		7,49		AA	28,54	18,33	10,7
5	-36,86		-47,92		28,6	19,09	9,95
6		-38,99		-11,49	28,49	18,61	10,96
7		-38,99		AA	28,36	18,71	10,25

8	-25,99	-66,35		28,49	18,66	10,97
9	-41,99		20,99	28,49	19,32	10,3
10	-31,49		-1,99	28,54	19,88	9,97
11	-23,99	-27,64		28,54	20,08	10,33
12	-17,99		-15,99	28,49	20,54	9,43

(6)	Multífido		TrA/OI		Acelerômetro		
	Visual	onset	visual	onset	Max	Média	SD
1		84,49		-11,99	27,02	19,69	11,12
2		77,98		-4,49	27,02	21,3	9,47
3		57,99		3,99	27,02	20,5	10,82
4		61,92		10,49	26,97	21,23	9,19
5		39,49	-36,86		27,02	20,9	10,27
6		66,35		10,49	27,02	20,39	9,93
7		45,99	14,99		27,08	21,09	9,67
8		AA		-8,99	27,08	20,72	10,03
9		73,49	-1,99		27,02	21,74	9,13
10		-18,43		2,99	27,02	19,66	10,75
11	17,28			-9,49	27,02	20,87	9,84
12	47,92			-3,99	27,02	20,23	10,62

(7)	Multífido		TrA/OI		Acelerômetro		
	Visual	onset	visual	onset	Max	Média	SD
1		32,49		6,49	26,89	20,34	10,06
2		34,49	-14,74		26,97	21,13	9,61
3	20,73			19,49	27,02	20,44	10,21
4		31,99		17,99	26,97	20,64	9,54
5		11,49		-14,49	26,97	19,82	11,1
6		22,49		0	26,97	20,5	10,26
7	48,49			13,99	26,89	20,31	9,85
8	9,21			-2,49	26,97	18,91	10,53
9	10,36		9,99		26,97	21,54	9,25
10	0			9,49	26,89	19,47	10,54
11		13,49		-11,49	26,89	21,12	8,84
12		-8,49		-22,49	26,97	21,59	9,3

(8)	Multífido		TrA/OI		Acelerômetro		
	Visual	onset	visual	onset	Max	Média	SD
1	-46,08			-57,6	26,89	15,49	10,51
2	-38,7			8,49	26,97	13,1	9,68
3	-29,03			-47,49	26,84	14,45	9,73
4	-6,45			52,49	26,89	13,46	10,21
5		81,99	-41,47		26,89	14,83	9,98

6	12,9		-13,49	26,89	14,28	9,76
7	-16,12		16,99	26,89	14,93	10,01
8	-25,8		4,99	26,89	14,79	10,48
9	-8,49		-7,99	26,89	15,82	10,62
10	9,49		-8,29	26,89	15,97	10,62
11	-12,9		-9,67	26,89	13,09	10,28
12	-5,76		0	26,84	14,04	9,81

(9)	Multífido		TrA/OI		Acelerômetro		
	Visual	onset	visual	onset	Max	Média	SD
1		11,99	-12,9		26,89	14,73	11,21
2	16,12		AA	AA	25,74	13,29	8,8
3		24,49		32,99	26,84	16,06	10,11
4	24,19		31,1		26,78	13,09	11,07
5		30,49	AA		26,89	16,31	9,72
6		42,49		52,99	26,89	14,07	10,19
7	19,35		-35,48		26,89	17,2	9,45
8	29,03		9,67		26,89	16,24	9,74
9	22,58		-9,67		26,89	15,81	9,88
10	19,99		32,25		26,89	15,57	10,2
11		21,99	-6,45		26,84	13,87	10,44
12		19,99		-8,99	26,97	15,83	10,05

(10)	Multífido		TrA/OI		Acelerômetro		
	Visual	onset	visual	onset	Max	Média	SD
1	16,12		-35,48		28,6	18,03	10,63
2	-18,43		-33,17		28,6	18,22	10,52
3		-18,49	-38,7		28,54	16,36	10,05
4	13,82		-32,25		28,49	19,58	9,02
5	3,22			-23,99	28,6	20,41	9,23
6		-2,99		-50,99	28,49	19,55	10,34
7		22,99	-83,87		28,54	20,52	9,93
8		45,49		-21,99	28,49	18,42	10,68
9		23,99		-13,99	28,49	20,65	9,57
10		23,99		13,49	28,6	19,53	10,17
11		8,99		-49,99	28,49	18,77	10,47
12		0	-64,51		28,49	20,12	9,35

(11)	Multífido		TrA/OI		Acelerômetro		
	Visual	onset	visual	onset	Max	Média	SD
1	-13,82			-45,99	27,14	21,6	9,49
2	-6,91			-45,99	27,14	19,09	12,01
3	18,43			-15,49	27,14	18,36	12,59
4	34,56			-27,49	27,2	18,14	13,23
5	-4,6		-36,86		27,14	18,6	11,41

6	erro	-23,04	27,14	19,37	12,98
7	0	-9,99	27,14	16,93	16,44
8	3,68	-33,99	27,14	17,41	12,78
9	-5,76	-26,49	27,14	18,47	14,53
10	0	-24,19	27,2	19,28	12,13
11	-20,73	-12,99	27,14	18,34	13,2
12	0	-2,99	27,2	20,45	10,19

(12)	Multífido		TrA/OI		Acelerômetro		
	Visual	onset	visual	onset	Max	Média	SD
1		39,49	-9,21		27,02	16,72	10,34
2		3,99		-14,49	27,02	16,8	11,22
3		-6,99	-48,38		27,14	19,61	9,17
4		-3,99	-37,32		27,14	16,71	9,05
5	-19,35		-32,25		27,08	17,72	9,49
6	16,12		-12,9		27,14	17,08	9,93
7	-7,37			-60,49	27,08	16,51	9,22
8		-20,99		-42,99	27,08	18,87	8,43
9		20,99		-48,49	27,08	16,84	9,63
10	8,29			-34,99	27,08	14,59	10,38
11	-12,44			-38,49	27,08	18,26	10,37
12		12,49		-8,49	27,08	16,91	9,77

Tabela 2 – Planilha com os cinco valores do tempo de início de ativação muscular (milisegundos) do Múltifido Lombar (ML) e Transverso do Abdome/Oblíquo Interno (TrA/OI), selecionados a partir da média de aceleração máxima do membro durante as doze repetições (Obs. AA = Ausência de ativação).

FEMININO (VOLUNTÁRIA)			MASCULINO (VOLUNTÁRIO)		
	ML	TrA/OI		ML	TrA/OI
1	48,49	AA	1	22,58	-48,99
	-12,49	AA		-4,6	-26,49
	15,49	AA		0	-62,21
	44,99	AA		16,58	-78,8
	0	AA		-4,14	-41,47
2	16,99	-19,35	2	-38,01	-86,4
	4,14	0,99		12,49	-55,29
	-13,99	-41,47		-29,03	-15,99
	60,99	8,99		-70,96	-67,74
	51,49	25,49		-0,99	-1,99
5	0	-34,56	3	-29,49	AA
	8,29	0		-12,9	AA
	3,45	35,49		-58,98	AA
	-44,23	2,99		-38,01	AA
	-6,45	-48,38		18,43	AA
6	18,43	AA	4	19,49	0,49
	35,48	AA		5,99	11,05
	58,75	AA		34,99	23,49
	-3,68	AA		3,22	12,99
	41,93	AA		16,12	26,49
7	-33,17	AA	5	-29,03	-19,35
	-16,12	AA		-38,99	-11,49
	-25,8	AA		-25,99	-66,35
	17,28	AA		-41,99	20,99
	-9,67	AA		-17,99	-15,99
8	-6,45	-99,53	6	84,49	-11,99
	0	-81,1		77,98	-4,49
	9,99	-82,94		57,99	3,99
	-33,17	-25,8		39,49	-36,86
	0	-29,03		66,35	10,49
9	-4,14	-23,99	7	34,49	-14,74
	28,49	-24,88		31,99	17,99
	34,99	-18,43		11,49	-14,49
	8,49	-32,25		22,49	0
	23,49	-40,55		9,21	-2,49
10	-6,45	AA	8	-6,45	52,49
	20,73	AA		81,99	-41,47
	16,12	AA		12,9	-13,49

	0	AA		-16,12	16,99
	22,58	AA		-25,8	4,99
11	-20,73	AA	9	11,99	-12,9
	-23,04	AA		24,19	31,1
	-14,74	AA		42,49	52,99
	-32,25	AA		21,99	-6,45
	6,91	AA		19,35	-35,48
12	-11,52	-19,99	10	-18,49	-38,7
	0	-58,06		13,82	-32,25
	-13,82	-30,49		-2,99	-50,99
	22,58	-22,99		22,99	-83,87
	0	-69,12		45,49	-21,99
13	41,47	27,64	11	-19,35	-32,25
	66,99	27,64		-7,37	-60,49
	23,04	9,21		-20,99	-42,99
	25,8	-40,32		20,99	-48,49
	23,04	-33,17		8,29	-34,99
14	20,73	66,35	12	-13,82	-45,99
	0	10,49		-6,91	-45,99
	29,03	19,49		18,43	-15,49
	23,04	-11,52		-4,6	-36,86
	46,08	27,64		0	-9,99
15	-18,43	-59,9			
	-4,6	-27,64			
	-10,36	-4,6			
	-32,25	-58,06			
	-13,82	-53,91			