

**ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE
UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**

**INVESTIGAÇÕES SOBRE O CONTROLE NEUROMOTOR DO
MÚSCULO RETO DO ABDOME**

Paulo Henrique Marchetti

SÃO PAULO

2005

INVESTIGAÇÕES SOBRE O CONTROLE NEUROMOTOR DO MÚSCULO RETO DO ABDOME

Paulo Henrique Marchetti

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

ORIENTADOR: PROF. DR. MARCOS DUARTE

AGRADECIMENTOS

Gostaria de iniciar meus agradecimentos a uma pessoa que auxiliou e me motivou na realização e conclusão deste trabalho, pessoa esta que teve a paciência e dedicação para me orientar neste momento. Esta pessoa foi o Prof. Dr. Marcos Duarte, meu orientador. Agradeço pela paciência, amizade e atenção. E agradeço, também, por ser um grande exemplo para minha formação acadêmica.

Agradeço a minha mãe, Yara Carrijo Marchetti (em memória), por seu carinho, amor e ensinamentos que me tornaram o que sou hoje. Gostaria muito que você estivesse aqui.....

Ao meu pai, Antonio Angelo Marchetti, por tudo que me ensinou, por seu amor e carinho, e agradeço a Deus por hoje sermos amigos. E obrigado por auxiliar na correção do texto!!!

Aos meus irmãos, Luis Cesar Marchetti e Fernando Rafael Marchetti, pelo companherismo, amor e compreensão. Eu os amo demais!!

Ao meu padrinho acadêmico e amigo, Mário Augusto Charro. Obrigado por me guiar neste caminho. Não teria chegado onde cheguei sem sua ajuda...

Aos professores Otávio Moscatello (Tavicco), Artur Monteiro, Dilmar Pinto Guedes, Alexandre Moreira, Meg Mendonça, André Leonardo Nessi, por terem me ensinado tanto!!! Agradeço por serem meus amigos e mestres.

Agradeço as minhas grandes amigas, Sandra e Silvana, pelo carinho, paciência e por sempre estarem ao meu lado. Agradeço por ajudarem na correção metodológica deste trabalho !!!

Aos amigos e companheiros do Laboratório: Rogério, Alexandre, Reginaldo, Rose, Ulisses, Sandro, Ana Barela.

Agradeço ao Prof. Dr. André Fábio Kohn, pelo auxílio e por disponibilizar não apenas seu laboratório, mas também seu tempo comigo.

Agradeço aos integrantes do LEB (POLI – NEC) !!!!

Agradeço, ao Prof. Fábio Farro de Passos, pela ajuda na revisão dos termos anatômicos. E Prof. Wendel pelas correções no texto em inglês.

Aos grandes amigos, Ruy Calheiros, Zózimo Lisboa, Navarro, Frank Bacurau, Luciano Pontes, Abdallah Achour Jr., Aylton Figueira Jr, Armando Barbosa.

Agradeço aos meus alunos e sujeitos que disponibilizaram seu tempo para participar de minha pesquisa.

Por último, gostaria de agradecer à DEUS, por ter colocado todas estas pessoas maravilhosas em minha vida!!!! E obrigado pela vida maravilhosa que me proporciona!!!

No momento de seu último suspiro de vida, lembre-se de agradecer à DEUS. Não por suas conquistas ou sucesso. Agradeça pelas pessoas que cruzaram seu caminho e sempre menosprezaram seu trabalho e esforço. Pois foram estas pessoas, que com orgulho próprio e arrogância forjaram o único bem que levamos deste mundoa força do espírito. (MARCHETTI,P.H., 2003).

SUMÁRIO

| | Página |
|--|-------------|
| LISTA DE TABELAS..... | viii |
| LISTA DE FIGURAS..... | ix |
| LISTA DE ABREVIATURAS | xiv |
| RESUMO | xv |
| ABSTRACT | xvii |
| 1 INTRODUÇÃO..... | 1 |
| 2 REVISÃO DA LITERATURA..... | 2 |
| 2.1. Classificação anatômica da parede abdominal..... | 2 |
| 2.2. Anatomia do músculo reto do abdome..... | 5 |
| 2.3. Controle Neuromotor..... | 9 |
| 2.4. Eletromiografia..... | 12 |
| 2.5. Princípio do Tamanho..... | 13 |
| 2.6. Alterações no padrão de recrutamento em função da tarefa..... | 16 |
| 2.7. Controle neuromotor do músculo reto do abdome em diferentes tarefas..... | 19 |
| 3 OBJETIVOS..... | 21 |
| 4 DESCRIÇÃO DAS CARACTERÍSTICAS MORFOLÓGICAS DO MÚSCULO RETO DO ABDOME..... | 22 |
| 4.1 Materiais e Métodos..... | 23 |
| 4.2 Resultados..... | 25 |
| 4.3 Discussão..... | 29 |

| | | |
|------------|---|-----------|
| 5 | DESCRIÇÃO DA VARIABILIDADE NA LOCALIZAÇÃO ANATÔMICA DOS PONTOS MOTORES DO MÚSCULO RETO DO ABDOME | 30 |
| 5.1 | Materiais e Métodos | 37 |
| 5.2 | Resultados..... | 40 |
| 5.3 | Discussão | 43 |
| 6 | INVESTIGAÇÃO DA ATIVAÇÃO NEUROMOTORA DAS DIFERENTES PORÇÕES DO MÚSCULO RETO DO ABDOME EM AÇÕES MUSCULARES DE BAIXA INTENSIDADE..... | 44 |
| 6.1 | Materiais e Métodos | 51 |
| 6.2 | Resultados..... | 56 |
| 6.2.1 | Análise das Razões..... | 56 |
| 6.2.2 | Análise de Covariância Cruzada | 57 |
| 6.3 | Discussão | 57 |
| 7 | INVESTIGAÇÃO DO COMPORTAMENTO NEUROMOTOR DO MÚSCULO RETO DO ABDOME SOB CONDIÇÃO DE FADIGA EM DIFERENTES TAREFAS | 61 |
| 7.1 | Materiais e Métodos | 66 |
| 7.2 | Resultados..... | 74 |
| 7.2.1 | Análise Temporal | 74 |
| 7.2.2 | Análise Espectral..... | 76 |
| 7.3 | Discussão | 78 |
| 8 | CONCLUSÕES GERAIS | 80 |
| | REFERÊNCIAS | 82 |

LISTA DE TABELAS

| | Página |
|---|--------|
| TABELA 1 - Valores médios e desvios padrão da área de secção transversa para cada ventre muscular do músculo reto do abdome. | 25 |
| TABELA 2 - Valores obtidos da posição dos diversos pontos motores do músculo reto do abdome, para o eixo longitudinal. | 42 |
| TABELA 3 - Valores obtidos da posição dos diversos pontos motores do músculo reto do abdome, para o eixo transverso. | 42 |

LISTA DE FIGURAS

| | Página |
|---|--------|
| FIGURA 1 - Parede abdominal anterior. | 4 |
| FIGURA 2 - Disposição dos músculos da parede abdominal. | 5 |
| FIGURA 3 - Características anatômicas do reto do abdome. | 6 |
| FIGURA 4 - Secção transversal da bainha do reto do abdome (a) superior e (b) inferior. | 7 |
| FIGURA 5 - Representação de uma unidade motora. | 10 |
| FIGURA 6 - Associação entre o movimento de íons através do sarcolema, o fluxo de corrente correspondente e o formato do potencial de ação registrado extracelularmente (ENOKA, 2000). | 11 |
| FIGURA 7 - Registros da atividade elétrica muscular de (a) um único ,e (b) muitos potenciais de ação (MUAP) (ENOKA, 2000). | 11 |
| FIGURA 8 - Recrutamento de UMs e modulação da taxa de disparo durante aumento progressivo da força muscular, estudo realizado em gatos. Tradução: <i>Unit firing rate</i> (Taxa de disparo de cada unidade), <i>Voluntary force</i> (foça voluntária) Adaptado de KANDEL (1991). | 15 |

- FIGURA 9 - Esquema dos possíveis padrões de recrutamento dos motoneurônios dentro de um músculo. Para um músculo simples, a ordem de recrutamento é a mesma independente da tarefa ou direção do movimento. Para um músculo complexo, as subpopulações podem ser ativadas em função da tarefa. O tamanho da subpopulação depende da tarefa. Por exemplo, quando somente um dos dedos da mão é estendido (1,2 ou 3), uma pequena subpopulação de motoneurônios é dedicado ao dedo, e o recrutamento ocorre somente dentro daquela subpopulação, sendo ordenada pelo princípio do tamanho. A extensão de dois dedos juntos (1+2 ou 2+3) é controlada por uma subpopulação composta. Motoneurônios de duas subpopulações se unem para compor outra subpopulação, desta forma o recrutamento ocorre de acordo com o princípio do tamanho para esta subpopulação composta. Adaptado de BAWA (2002). 18
- FIGURA 10 - Apresentação do Projeto Homem Visível (à esquerda). À direita, uma das imagens utilizadas para delimitação da área de secção transversa do músculo reto do abdome. 24
- FIGURA 11 - Variação da área de secção transversa do músculo reto do abdome em seu eixo longitudinal. A linha clara representa o ventre direito e a linha escura o ventre esquerdo. 26
- FIGURA 12 - Reconstrução gráfica do ventre direito do músculo reto do abdome, no plano sagital. 27
- FIGURA 13 - Reconstrução gráfica do músculo reto do abdome no plano frontal.... 27
- FIGURA 14 - Diferentes vistas do músculo reto do abdome reconstruído tridimensionalmente. 28

- FIGURA15 - Representação esquemática da inervação do músculo reto do abdome observada em dissecação de cadáveres. Adaptado de DUCHATEAU, DECLETY e LEJOUR (1988). 32
- FIGURA 16 - Ramificações dos ramos primários ventrais dos nervos torácicos (T7 a T12) e lombar (L1). As siglas r e r+Acb representam, respectivamente, terminações dentro do músculo e terminações que suprem o músculo e terminam em ramos cutâneos. Adaptado de SAKAMOTO, AKITA e SATO (1996). 34
- FIGURA 17 - O MUAP adquirido de diferentes locais no plano vertical no meio do comprimento do músculo reto do abdome. Os melhores locais de aquisição do sinal, para os nervos intercostais, são mostrados na linha C. Adaptado de Pradhan e Taly (1989). 36
- FIGURA 18 - O MUAP adquirido em diferentes locais no plano transversal do músculo reto do abdome, no nível da melhor aquisição no plano vertical. Para cada nervo, a aquisição na região central do músculo apresenta melhor resposta. Adaptado de Pradhan e Taly (1989). 37
- FIGURA 19 - Disposição dos pontos motores para localização das coordenadas longitudinais e transversais. 39
- FIGURA 20 - Gráfico representativo do valor médio da posição de cada ponto motor e a variabilidade longitudinal e transversal (barras expressam um desvio padrão). Losangos representam o lado esquerdo e quadrados o lado direito do tronco, o círculo no eixo longitudinal representa a posição média da cicatriz umbilical. 41
- FIGURA 21 - Diagrama mostrando que o CD recebido (A) por motoneurônios de dois músculos sinérgicos é compartilhado, enquanto que existem entradas sinápticas (B1,B2) para os conjuntos de motoneurônios

| | |
|--|----|
| que são independentes para um músculo específico. Adaptado de DE LUCA e ERIM (2002). | 45 |
| FIGURA 22 - Modelo hidráulico representativo da ativação das UMs proposto por DE LUCA e ERIM (1994). (a) comportamento das taxas de disparo quando a informação é suficiente para recrutar apenas três UMs; (b) recrutamento de novas UMs, associado ao aumento da taxa de disparo das UMs ativas; (c) convergência das taxas de disparo para o mesmo valor em taxas de disparo extremas para o caso de extrema quantidade de informação. Adaptado de DE LUCA e ERIM (1994). | 48 |
| FIGURA 23 - Representação do comportamento da <i>onion-skin</i> . Onde a linha mais escura (preta) representa o nível de força (% da Contração Voluntária Máxima, MVC) atingido durante uma contração isométrica; e as linhas mais claras (iniciadas em 5% MVC) representam o comportamento das UMs. Tradução: <i>Mean firing rate</i> (taxa de disparo média). Adaptado de DE LUCA e ERIM (1994). | 49 |
| FIGURA 24 - Tarefas (flexão de tronco e elevação de pernas, respectivamente). ... | 53 |
| FIGURA 25 - Eletrodo de barras. | 54 |
| FIGURA 26 - Gráfico representativo do intervalo definido para análise. | 55 |
| FIGURA 27 – Média e desvio padrão das razões para as tarefas. | 56 |
| FIGURA 28 - Boxplot representando os valores máximos da covariância cruzada em atraso zero, nas tarefas de flexão de tronco e elevação de pernas, respectivamente. | 57 |
| FIGURA 29 - Diagrama das alterações espectrais que ocorrem com o sinal EMG durante contrações sustentadas. O índice de fadiga muscular é representado pela frequência mediana do espectro. Adaptado de DE LUCA (1997). | 65 |

| | |
|--|----|
| FIGURA 30 - Equipamento utilizado para a estabilização das articulações em um ângulo de 30 graus..... | 67 |
| FIGURA 31 - Fixação da célula de carga ao tronco (esquerda) ou membros inferiores (direita). | 68 |
| FIGURA 32 - Tarefas utilizadas no experimento (à esquerda: <i>Cur-Up</i> ; à direita: <i>leg-raise</i>). | 68 |
| FIGURA 33 - Disposição do monitor para <i>feedback</i> da força. | 69 |
| FIGURA 34 - Representação gráfica do RMS para as duas porções do reto do abdome e o ajuste da reta pelo método dos mínimos quadrados. Gráfico superior representa a porção superior e o gráfico inferior representa a porção inferior. | 72 |
| FIGURA 35 - Representação gráfica das freqüências medianas para as duas porções do músculo reto do abdome e o ajuste da reta pelo método dos mínimos quadrados. Gráfico superior representa a porção superior e o gráfico inferior representa a porção inferior..... | 73 |
| FIGURA 37 - Mediana dos coeficientes angulares para ambas as porções e as duas tarefas..... | 75 |
| FIGURA 38 - Média e desvio padrão dos coeficientes angulares para as tarefas <i>Curl Up</i> e <i>Leg raise</i> , em ambas as porções musculares. | 76 |
| FIGURA 39 - Mediana dos coeficientes angulares para ambas as porções e as duas tarefas..... | 77 |
| FIGURA 40 - Média e desvio padrão dos coeficientes angulares para as tarefas <i>Curl Up</i> e <i>Leg raise</i> , em ambas as porções musculares. ($*p < 0,05$). .. | 78 |

LISTA DE ABREVIATURAS

CD – sinal comum

CMUAP – potencial de ação composto da unidade motora

CVMI – contração voluntária máxima isométrica

EMG – eletromiográfico

FVM – Força voluntária máxima

MVC – contração voluntária máxima

MUAP – potencial de ação da unidade motora

NLM – National Library of Medicine

RMS – root mean square

UM – unidade motora

RESUMO

INVESTIGAÇÕES SOBRE O CONTROLE NEUROMOTOR DO MÚSCULO RETO DO ABDOME

Autor: PAULO HENRIQUE MARCHETTI

Orientador: Prof. Dr. MARCOS DUARTE

O músculo reto do abdome é um importante músculo da parede abdominal, responsável pela estabilização e função da coluna, tanto em atividades atléticas quanto em atividades cotidianas. Entretanto, pouco se conhece sobre o controle neuromotor de tal estrutura em atividades voluntárias, como os exercícios abdominais, e como as diferentes tarefas agem na ativação segmentada das porções musculares do músculo reto do abdome. Em geral, a presente dissertação teve como objetivo investigar o controle neuromotor do músculo reto do abdome em diferentes tarefas voluntárias através de quatro experimentos. O primeiro experimento teve como objetivo descrever as características morfológicas do músculo reto do abdome, em particular sua área de secção transversa, ao longo do comprimento longitudinal do músculo, utilizando as imagens do Projeto Homem Visível da National Library of Medicine. O segundo experimento objetivou o mapeamento dos pontos motores para cada porção muscular. O terceiro experimento investigou o controle neuromotor das diversas porções musculares em tarefas isométricas de baixa intensidade. E por fim,

o quarto experimento investigou o comportamento das porções musculares em diferentes tarefas isométricas em condição de fadiga neuromuscular. Baseado nos experimentos apresentados neste estudo pode-se concluir que o músculo reto do abdome é uma estrutura extremamente complexa em sua arquitetura, sendo caracterizada por diversas porções musculares que se interconectam através de aponeuroses tendíneas, onde, provavelmente nenhuma fibra muscular atravesse suas porções. Devido a tal consideração, supõe-se que o controle das diversas porções, por sua independência anatômica, dependa de um aporte nervoso diferenciado para o controle motor. Assim, podem-se definir pelo menos um nervo para cada porção em ambos os ventres. Devido a tais considerações, se torna plausível considerar um controle neuromotor diferenciado de cada porção muscular, mas os experimentos relacionados à ativação muscular de baixa intensidade mostram um controle central compartilhado por todos os ventres e um ganho associado à tarefa para cada porção de forma distinta. Os resultados do experimento de indução de fadiga demonstraram diferenças no espectro, mostrando diferenças no controle neuromuscular em função das tarefas, mas não apresentou diferenças na análise temporal. Conclui-se, então, que existe uma ativação seletiva para cada porção muscular, embora não se consiga ativar apenas uma região do ventre muscular, em função do controle central associado. Deste modo, parece que a alteração da tarefa possui valor na alteração da ênfase para cada porção muscular, mas questiona-se o valor deste ganho para objetivos relacionados à força ou hipertrofia muscular.

Palavras Chave: Biomecânica, reto do abdome, controle motor, eletromiografia, eletroestimulação, análise espectral, covariância cruzada.

ABSTRACT**INVESTIGATIONS ABOUT THE NEUROMOTOR CONTROL
OF THE RECTUS ABDOMINIS MUSCLE****Author: PAULO HENRIQUE MARCHETTI****Adviser: Prof. Dr. MARCOS DUARTE**

The rectus abdominis is an important muscle of the abdominal wall; it is responsible for the stabilization and function of the spine, both in athletic activity and in daily activity. However, we do not have enough knowledge about the neuromotor control of this structure in voluntary activities, like abdominal exercises and how different tasks alter the segmental activation of the different parts of the abdomen. The aims of the present dissertation were to investigate the neuromotor control of the rectus abdominis in different voluntary tasks by four experiments. The aim of the first experiment was to describe morphologic characteristics of the rectus abdominis, in particular its transverse cross section, using the Visible Human Project (NLM). The aim of the second experiment was to define motor points to each portion of the rectus abdominis. The aim of the third experiment was to investigate the neuromotor control of the each portion of the rectus abdominis in isometric low intensity tasks. And, the fourth experiment investigated the behavior of the different portions of the rectus abdominis in different isometric tasks under conditions of neuromuscular fatigue. The

present experiments have shown that the rectus abdominis muscle has an extremely complex structure in its architecture, defined by different portions without connection among them and it is defined by a lot of portions that connect by tendinous aponeuroses. It could be considered that the control of the different portions, by its anatomic characteristics, have different nerves to each portion that facilitates the motor control. We found at least one nerve to each portion. But it is possible that there are different neuromotor control to each portion, so the next experiments related to low intensity of the muscular activation have shown a central control shared by all portions and the gain associated to each task. The result of the fatigue experiment has shown differences on spectral analysis and changes in neuromuscular control by the tasks, but it has not presented differences in temporal analysis. In conclusion, there is selective activation to each muscular portion. However, it is not possible activate only one portion of the rectus abdominis to a specific task. Therefore, it is possible that the alteration of the task has an important value on each muscular portion, but it is not know if this gain has any value to strength and hypertrophy.

Key Words: Biomechanics, rectus abdominis, motor control, electromyography, electro stimulation, spectral analysis, cross covariance.

1 INTRODUÇÃO

O músculo reto do abdome é um importante músculo da parede abdominal, responsável pela estabilização e função da coluna, tanto em atividades atléticas quanto em atividades cotidianas. É importante ressaltar que o músculo reto do abdome é considerado poligástrico, devido à existência constante de intersecções tendíneas, sendo o número de intersecções variável (TESTUT, 1959). As intersecções podem ser completas ou incompletas no plano transversal. Já no plano sagital, normalmente, tais intersecções são incompletas (LLORCA, 1963).

Muitas funções podem ser atribuídas à parede abdominal como manutenção da postura e do equilíbrio, modificação da pressão intra-abdominal, confinamento e proteção das vísceras, funcionamento normal da coluna e estabilização da pelve (JUKER, MCGILL, KROPF & STEFFEN, 1998; NORRIS, 1993). Estudos neuroanatômicos são reportados na literatura que relatam a utilização do reto do abdome na reconstrução das mamas após mastectomia, sua relação com a dor lombar e importância em tarefas que envolvem a respiração. (DUCHATEAU, DECLETY & LEJOUR, 1988; HAMMOND, LARSON, SEVERINAC & MARCIAS, 1995; PRADHAN & TALY, 1989; SAKAMOTO, AKITA & SATO, 1996).

Entretanto, há um conhecimento insuficiente sobre o controle neuromotor de tal estrutura em atividades voluntárias, como os exercícios abdominais, e como as diferentes tarefas agem na ativação segmentada das porções musculares do músculo reto do abdome. Sendo assim, o entendimento do controle neuromotor do músculo reto do abdome em diferentes tarefas sob controle voluntário pode auxiliar a orientação e prescrição de atividades específicas voltadas a este músculo, auxiliando tanto educadores físicos como fisioterapeutas em sua prescrição.

Sendo assim, o objetivo geral desta dissertação foi investigar o controle neuromotor do músculo reto do abdome em diferentes tarefas voluntárias, utilizando para tal fim, diversas técnicas de análise. Os objetivos específicos deste trabalho serão descritos no capítulo 3, mas antes será feita uma revisão geral da literatura pertinente no próximo capítulo. Após a descrição dos objetivos específicos, serão

descritos os experimentos conduzidos para cumprir estes objetivos nos capítulos 4, 5, 6 e 7. Para facilitar a compreensão destes experimentos, cada um deles é descrito separadamente, num formato similar ao de um artigo clássico.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Nesta revisão da literatura, serão abordados conceitos relevantes à classificação anatômica da parede abdominal e do músculo reto do abdome, sendo também consideradas a inervação e as características morfológicas individuais desse músculo.

Com o intuito de abranger os objetivos desta dissertação, serão feitas considerações quanto aos conceitos do controle neuromotor, fadiga neuromuscular e ainda, os equipamentos utilizados durante os procedimentos de aquisição dos dados.

2.1. Classificação anatômica da parede abdominal

A literatura apresenta características anatômicas relevantes ao estudo mais aprofundado dos músculos que compõem a parede abdominal. O entendimento do posicionamento e estruturas dessa região facilita a compreensão de sua função e ativação.

A parede abdominal, parte do tronco situada abaixo do tórax, possui estruturas músculo-tendíneas, exceto na parede posterior onde a coluna vertebral ocupa a linha média. A cavidade abdominal é separada da cavidade torácica pelo diafragma. Embora o diafragma tenha inserção, em geral, na borda inferior da parede torácica servindo, em parte, de cobertura ao conteúdo abdominal. Na região inferior, a cavidade abdominal e a cavidade peritoneal continuam na pelve, sem interrupção. A cavidade abdominal, incluindo sua porção pélvica, contém a parte principal do sistema digestivo (estômago, intestino delgado, intestino grosso, fígado e pâncreas), a maior parte do sistema urinário (rins, ureteres e bexiga), a genitália interna e os

nervos e vasos de todas essas vísceras e membros inferiores (HOLLINSHEAD, 1980).

No estudo da parede abdominal, faz-se necessário identificar suas linhas divisórias superficiais. As ósseas são, em cima, os arcos costais e o ângulo infra-esternal, e embaixo, a pelve óssea em que se identifica a crista ílíaca, a espinha ântero-posterior e a ramificação superior do púbis. A parte média da região entre o abdome e a coxa corresponde aproximadamente à posição do ligamento inguinal, que é a parte mais inferior da parede anterior do abdome, a qual vai da espinha ílíaca ântero-superior até o púbis. O sinal mais visível do abdome é a cicatriz umbilical, ponto que varia de nível acima do púbis, mas situa-se na linha mediana anterior – a linha alba. Esta, por sua vez, é formada pela união de tendões dos músculos de ambos os lados do abdome, estendendo-se do processo xifóide até a sínfise púbica e a crista púbica, não sendo visível até que a pele seja rebatida (WILLIAMS, 1995). Uma linha curva estende-se da caixa torácica ao púbis e pode ser vista a 5 cm de cada lado, ou mais lateralmente, à linha média - esta é chamada linha semilunar, que assinala a borda do músculo reto do abdome. Na parte mais alta do abdome, na linha média, no ângulo infra-esternal, há freqüentemente uma pequena depressão, a *fossa epigástrica* (FIGURA 1) (HOLLINSHEAD, 1980; WOODBURNE, 1994).

Parede Abdominal Anterior

Dissecação Superficial

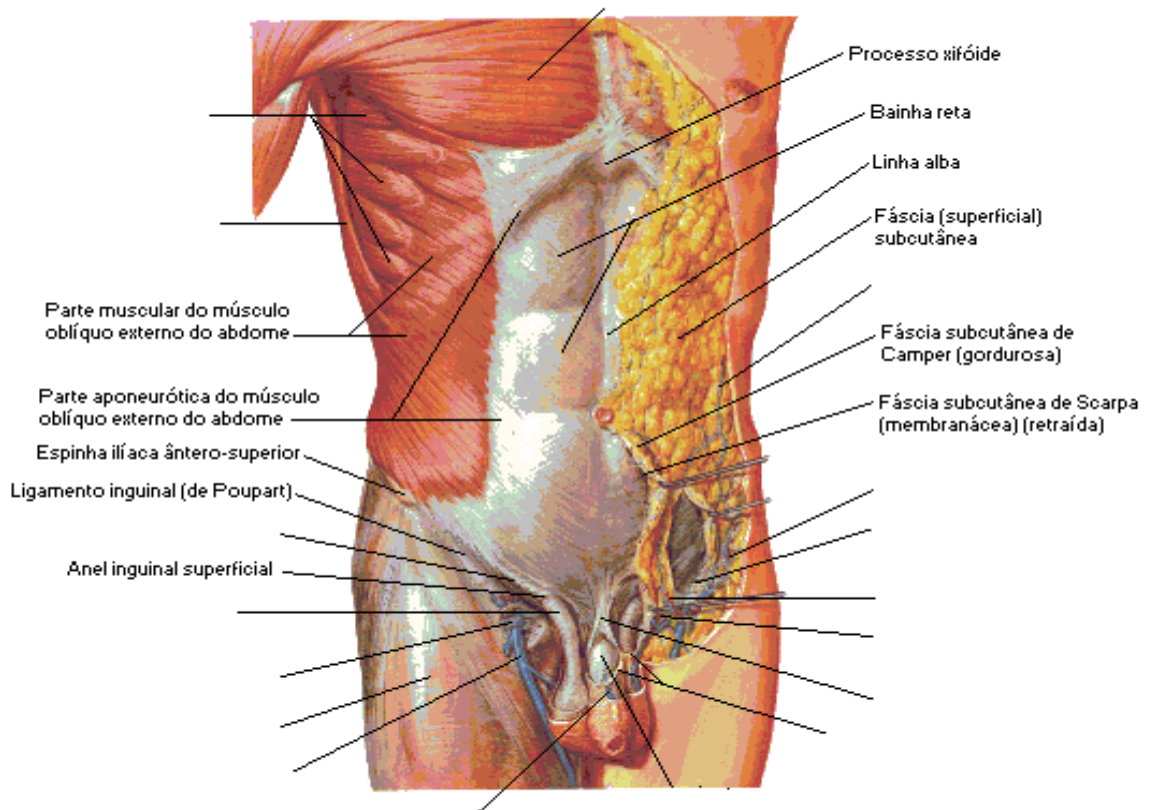


FIGURA 1 - Parede abdominal anterior.

A parede abdominal é preferencialmente muscular, principalmente nas regiões anterior e lateral (HOLLINSHEAD, 1980). Sua estrutura muscular estende-se do tórax (da sétima à décima segunda cartilagem das costelas e processo xifóide do esterno) até a pelve óssea e ligamento inguinal, sendo convenientemente dividida em músculos ântero-laterais e posteriores (WILLIAMS, 1995; WOODBURNE, 1994).

O grupo ântero-lateral consiste de quatro grandes músculos que formam a parede abdominal (oblíquo externo do abdome, oblíquo interno do abdome, reto do abdome e transverso do abdome) e dois pequenos (cremaster e piramidal). Dos músculos ântero-laterais, dois possuem suas fibras organizadas verticalmente (reto do abdome e piramidal) e três camadas musculares que alternam a direção de

suas fibras (oblíquo interno do abdome, oblíquo externo do abdome e transverso do abdome) (FIGURA 2), possuindo extensivas inserções das aponeuroses, que combinadas, formam uma bainha associada ao reto do abdome e piramidal. A alternância na direção das fibras e fascículos das aponeuroses adiciona força à parede abdominal. O músculo quadrado do lombo é considerado como o grupo posterior do abdome (WILLIAMS, 1995; WOODBURNE, 1994).

LLORCA (1963) classifica os músculos abdominais de forma mais específica, dividindo os músculos da parede abdominal em três grupos: anterior (reto do abdome e piramidal), lateral (transverso do abdome, oblíquo interno do abdome e oblíquo externo do abdome) e posterior profundo (quadrado do lombo).

Os músculos abdominais são flexores do tronco e pélvis e rotadores do tronco. Atuando em conjunto, comprimem as vísceras abdominais e elevam o diafragma na respiração (WOODBURNE, 1994).

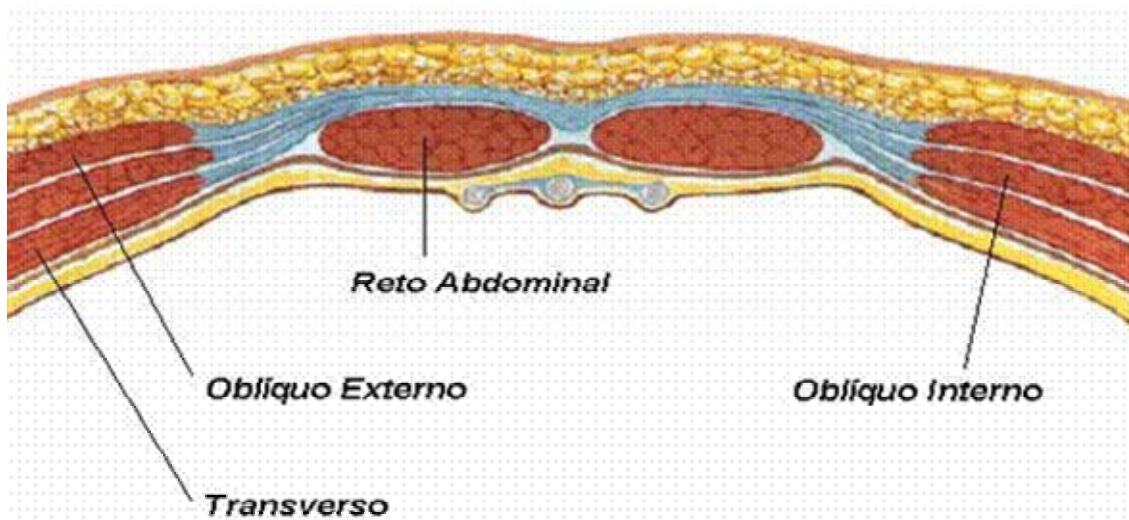


FIGURA 2 - Disposição dos músculos da parede abdominal.

2.2. Anatomia do músculo reto do abdome

O músculo reto do abdome dispõe-se no sentido vertical da parede abdominal anterior. Sua origem localiza-se no ramo superior do púbis e ligamentos da sínfise púbica, sendo sua inserção na superfície anterior do processo xifóide e na cartilagem da quinta, sexta e sétima costelas (HOLLINSHEAD, 1980; WOODBURNE,

1994). O músculo reto do abdome está, em grande parte, encerrado numa bainha formada pelas aponeuroses dos músculos laterais do abdome. A borda lateral do músculo e sua bainha é a linha semilunar, e a borda medial - a linha alba, e está firmemente fixado à parede anterior da bainha, por três ou quatro intersecções aponeuróticas tendíneas (FIGURA 3).

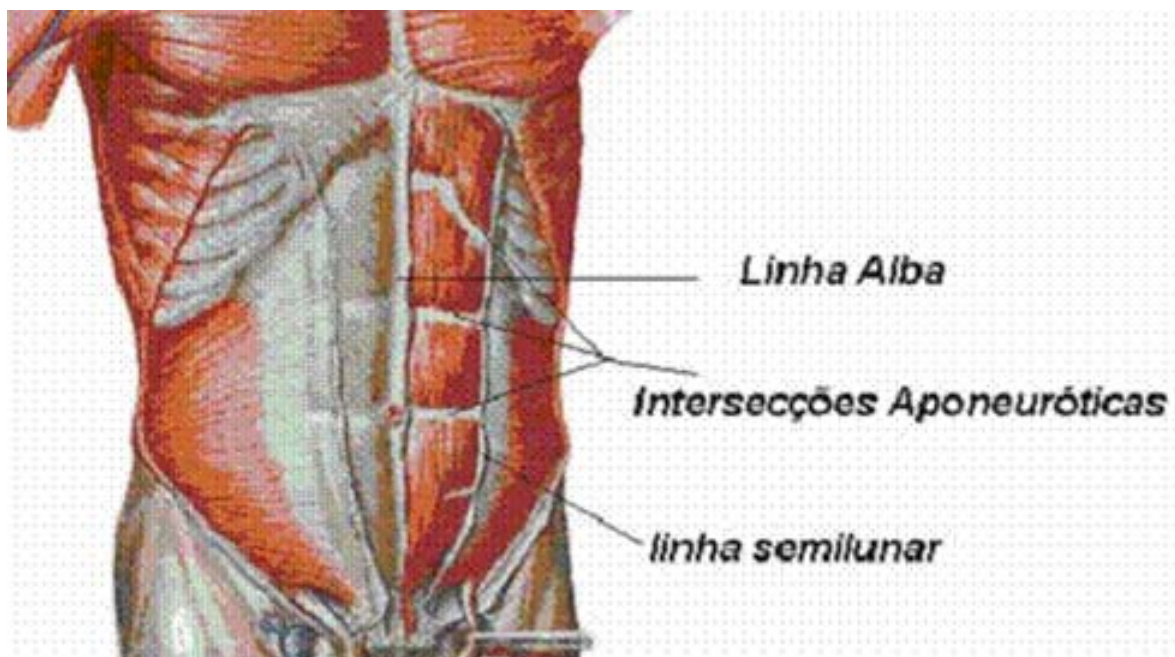


FIGURA 3 - Características anatômicas do reto do abdome.

A bainha do músculo reto do abdome não é completa, sendo formada por lâminas anterior e posterior que se fundem lateralmente e também ao nível da linha alba.

Em sua porção superior, o músculo reto do abdome apóia-se, posteriormente, sobre as cartilagens costais, sobre o músculo transverso e sua aponeurose, e pela aponeurose do oblíquo interno do abdome (a qual não se estende acima do ângulo infra-esternal), e é coberto anteriormente pelo músculo oblíquo externo e interno do abdome e suas aponeuroses.

Na altura da extremidade da décima costela, até algum ponto abaixo da cicatriz umbilical (umbigo), as aponeuroses do oblíquo interno e transverso do

abdome fundem-se entre si lateralmente ao músculo reto do abdome e sendo que as fibras das aponeuroses seguem diferentes padrões tanto na frente como atrás do músculo, ao formar as lâminas da bainha. Assim, devido à fusão lateral, a bainha é fechada lateralmente nesse nível (FIGURA 4).

Costuma-se dizer que a aponeurose do músculo oblíquo do abdome interno divide-se em camadas, anterior e posterior, e que, a anterior junta-se ao músculo oblíquo externo do abdome enquanto a posterior, ao músculo transverso, formando as duas lâminas da bainha.

Aparentemente entretanto, o músculo oblíquo interno e o transverso do abdome podem fundir-se antes, e ambos contribuem para formar as duas lâminas, ou o músculo transverso divide-se para formar parte das duas lâminas, associado ao músculo oblíquo interno do abdome, contribuindo então, apenas para a lâmina anterior. A aponeurose do oblíquo externo do abdome faz parte da lâmina anterior.

Abaixo da cicatriz umbilical, a constituição da bainha do reto do abdome torna a mudar, pois ao invés de irem para as duas faces do músculo reto do abdome, as aponeuroses dos três músculos do abdome passam apenas pela sua frente (HOLLINSHEAD, 1980; WILLIAMS, 1995; WOODBURNE, 1994).

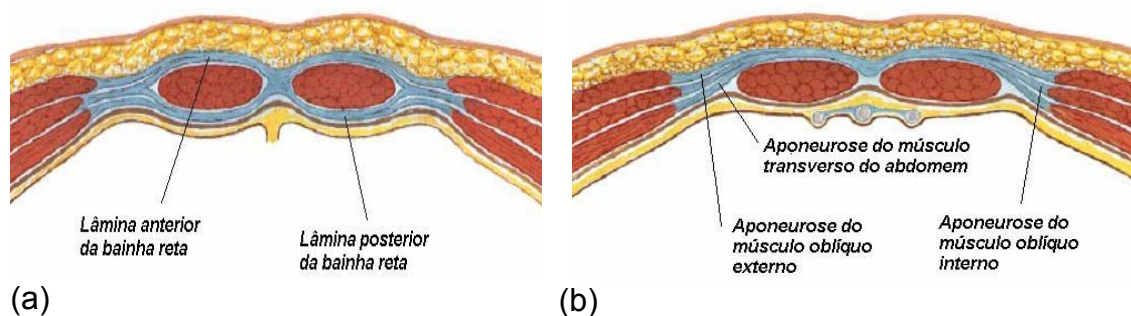


FIGURA 4 - Secção transversal da bainha do reto do abdome (a) superior e (b) inferior.

Funcionalmente, o músculo reto do abdome possui características diferenciadas quando comparado aos demais músculos da parede abdominal. Em função disso, será dada maior ênfase a esse músculo durante a revisão.

O músculo reto do abdome é considerado poligástrico devido à existência constante de intersecções aponeuróticas (tendíneas). O número de intersecções é variável, sendo normalmente encontradas três intersecções: uma na altura da cicatriz umbilical e duas acima da mesma. A quarta intersecção fica abaixo dessa cicatriz (TESTUT, 1959).

LLORCA (1963) considera que as intersecções podem ser completas ou incompletas no plano transversal, sendo quase sempre incompletas no plano sagital, isto porque as fibras musculares estão ininterruptas na face dorsal do músculo.

A literatura apresenta controvérsias quanto à passagem das fibras através das diferentes porções. Autores como TESTUT (1959), WOODBURKE e BURKEL (1994), e HOLLINSHEAD (1980), relatam que as fibras do músculo reto do abdome são interrompidas de trecho a trecho por intersecções aponeuróticas, possuindo grande variabilidade em sua quantidade. Por outro lado, autores como GARDNER e OSBURN (1974) e WILLIAMS (1995), citam essas interrupções tendíneas como incompletas, dando segmentação anatômica, embrionária e funcional a esse músculo da parede anterior, podendo ser em *zig-zag* e não se estendendo por toda linha horizontal do músculo.

Autores como DELP, SURYANARAYANAN, MURRAY, UHLIR e TRIOLO (2001), por sua vez, reportaram características diferenciadas no comprimento muscular ($34,3 \pm 2,7$ cm), no comprimento músculo-tendíneo ($35,9 \pm 1,9$ cm), e no comprimento do fascículo ($28,3 \pm 3,6$ cm) do músculo reto do abdome, isto é, a fibra muscular seria longa e atravessaria todo o músculo. Pode-se, contudo, observar limitações no estudo citado, tais como a dificuldade apresentada na mensuração dos comprimentos citados (após a remoção das fibras musculares) e a utilização de apenas cinco cadáveres.

GARDNER e OSBURN (1974) definiram o músculo reto do abdome como longos músculos longitudinais, produtos da fusão de várias massas musculares segmentais do embrião. No adulto, as intersecções aponeuróticas foram tidas como marcas dessas fusões. Curiosamente, LLORCA (1963), definiu uma causa fisiológica para as intersecções aponeuróticas, sendo esta devida ao fato de que quando um músculo de fibras paralelas recebe vários nervos que se distribuem em distintas

porções de sua longitude, a contração das mesmas originam uma porção neutra intermediária, a qual transforma-se secundariamente em tecido fibroso. Portanto, segundo o autor, o reto do abdome seria produto da fissão de um músculo único em subunidades.

As fibras musculares do músculo reto do abdome foram estudadas por HAGGMARK e THORSTENSSON (1979) através de biópsia e análise histoquímica em treze sujeitos normais (nove mulheres e quatro homens). As fibras foram classificadas em tipo I, IIA, IIB ou IIC, com base no conteúdo de ATPase miofibrilar. Foi relatada grande variabilidade inter-sujeitos, mas de forma geral, a distribuição média das fibras foi de 55-58% para o tipo I; 15-23% para o tipo IIA; 21-28% para o tipo IIB e 1% para o tipo IIC. ISCOE (1998), contudo, apresenta diferentes valores para caracterizar os tipos de fibras do reto do abdome: 69% para o tipo I e, 31% para o tipo IIA.

2.3. Controle Neuromotor

O músculo esquelético é funcionalmente organizado com base na unidade motora (UM) (FIGURA 5). Esta, por sua vez, é composta pelo corpo celular, pelos dendritos de um motoneurônio, pelos múltiplos ramos de seu axônio e pelas fibras musculares que ela inerva (ENOKA, 2000; POWERS, 2000). A UM é uma unidade ativada por um esforço voluntário, onde todos os seus componentes são ativados sincronicamente. O motoneurônio alfa é uma estrutura neural em que seu soma encontra-se no corno ventral da medula, possui diâmetro axonal relativamente grande e terminações nervosas que inervam fibras musculares unitárias (DE LUCA, 1997). O encontro do axônio do motoneurônio alfa com a fibra muscular, ou junção neuromuscular, é usualmente localizado no meio do ventre do músculo, constituindo o ponto motor. As fibras musculares de cada UM em um músculo apresentam-se distribuídas dentro de fascículos ou, completamente misturadas dentro do músculo (CLARK, 1998).

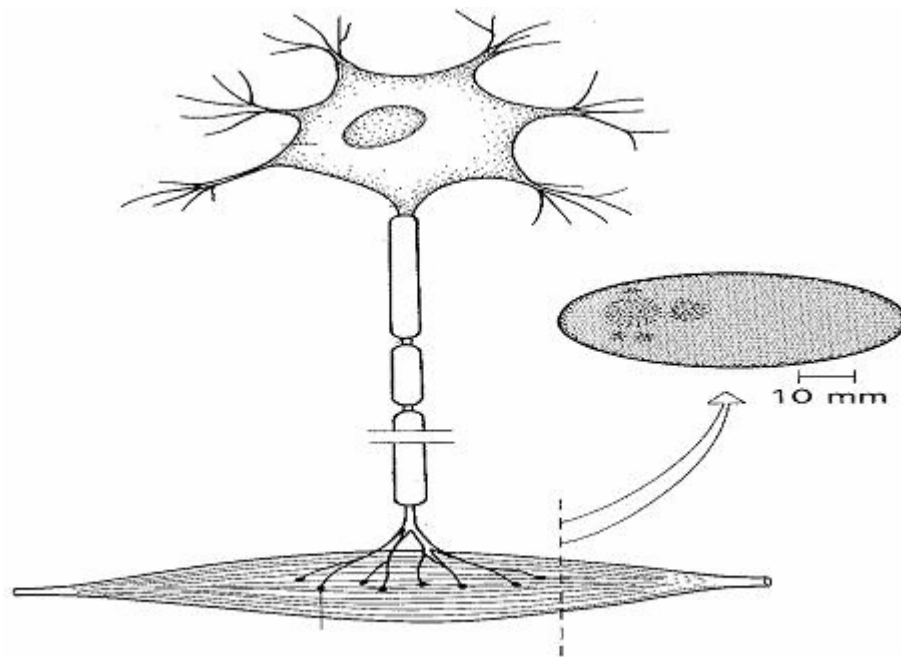


FIGURA 5 - Representação de uma unidade motora.

A estimulação de motoneurônios inicia o processo de contração. DE LUCA (1997) citou que em condições normais, os potenciais de ação percorrem o motoneurônio alfa e ativam as fibras da UM. A membrana pós-sináptica é despolarizada, e o sinal é propagado em ambas as direções, ao longo da fibra muscular (FIGURA 6). Isto gera movimento iônico através da membrana da célula muscular, e produz um campo eletromagnético, podendo ser detectado por um eletrodo colocado próximo às fibras musculares ativas, sendo seu resultado, expresso em forma de onda chamada de potencial de ação da unidade motora (MUAP).

O MUAP consiste da somação espaço-temporal dos potenciais de ação das fibras musculares individuais (FIGURA 7). As unidades motoras (UMs) disparam randomicamente e com diferentes frequências, cada uma tendo sua própria amplitude, duração e forma de onda. A amplitude do potencial de ação individual varia em função do diâmetro da fibra, da distância entre a fibra ativa e o local de detecção e das propriedades dos eletrodos, enquanto que a duração dos potenciais, é inversamente relacionada à velocidade de condução da fibra muscular (DE LUCA, 1997).

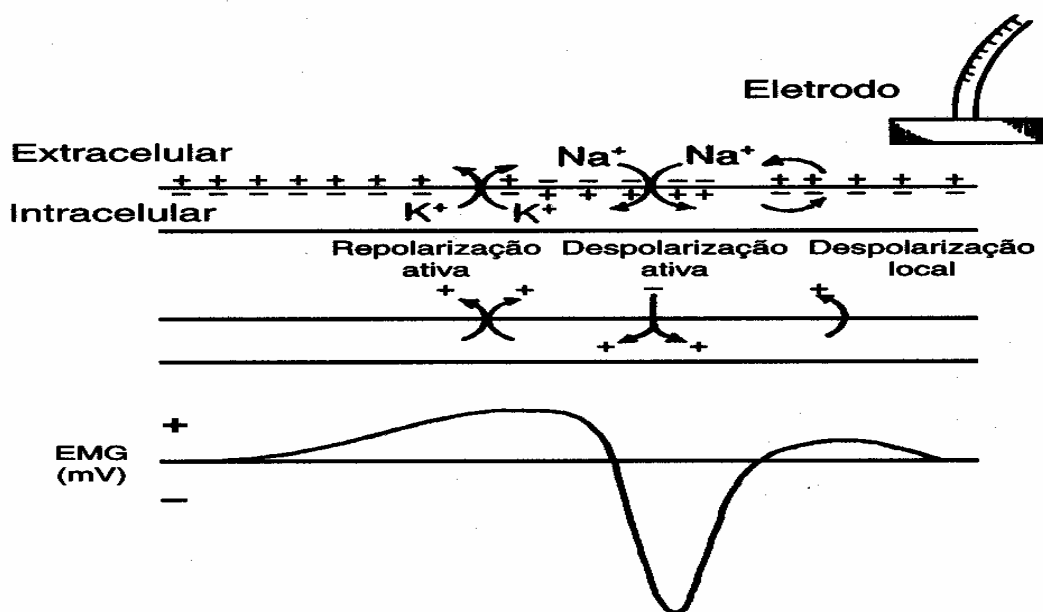


FIGURA 6 - Associação entre o movimento de íons através do sarcolema, o fluxo de corrente correspondente e o formato do potencial de ação registrado extracelularmente (ENOKA, 2000).

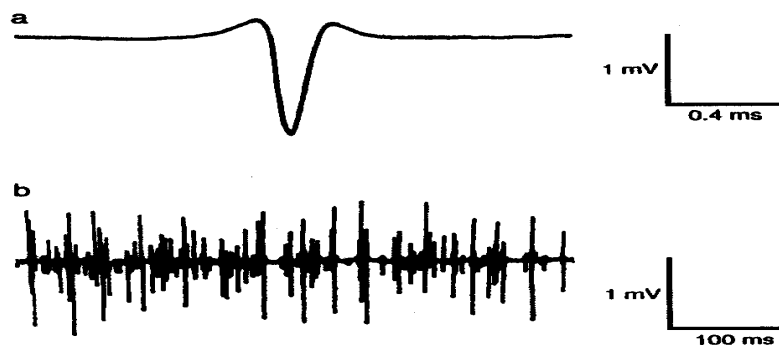


FIGURA 7 - Registros da atividade elétrica muscular de (a) um único e (b) muitos potenciais de ação (MUAP) (ENOKA, 2000).

2.4. Eletromiografia

ENOKA (2000), caracterizou a eletromiografia como sendo uma técnica que monitora a atividade elétrica das membranas excitáveis, representando a medida dos potenciais de ação do sarcolema, como efeito de voltagem em função do tempo. O sinal eletromiográfico (EMG) é a somação algébrica de todos os sinais detectados em uma certa área, podendo ser afetado por propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas, assim como pelo controle do sistema nervoso periférico e a instrumentação utilizada para a aquisição dos sinais (ENOKA, 2000). O fator mais significativo no conteúdo do sinal EMG é a forma dos potenciais de ação constituintes. Quando uma UM sustenta uma descarga e fadiga-se, a forma do potencial de ação muda pela diminuição da amplitude e pelo aumento da duração. Essas mudanças são evidentes no conteúdo de frequências do sinal, quando se compara o começo e o final da contração em condição de fadiga.

ENOKA (2000) expôs que tipicamente, para análise do movimento, não é interessante registrar o potencial de ação em uma única fibra muscular ou unidade motora. Portanto, mede-se o sinal EMG de muitas unidades motoras que estão simultaneamente ativas. Este tipo de registro eletromiográfico é chamado de padrão de interferência, porque consiste em muitos potenciais de ação sobrepostos. O sinal de EMG registrado durante uma atividade é tipicamente representada como função do tempo (*análise no domínio do tempo*).

Uma abordagem alternativa da utilização da eletromiografia é a *análise no domínio de frequências*, que serve para determinar o conteúdo de frequências do sinal.

A eletromiografia superficial (SEMG) tem sido utilizada, por anos, como uma ferramenta de determinação do índice da atividade elétrica muscular, análise de fadiga, avaliação do treinamento, padrões de classificação, relação sinal EMG/força, e identificação de patologias (DE LUCA, 1997; DUCHENE & GOUBEL, 1993).

CLARYS e CABRI (1993), apresentaram algumas aplicações da SEMG, tais como o estudo da função normal de músculos no movimento e postura, estudo

da atividade muscular nos esportes, movimentos de reabilitação e ocupacionais, avaliação da atividade anatômica funcional (validação das funções anatômicas musculares clássicas), estudos de co-contracção e sincronização, estudos da eficiência e especificidade em métodos de treinamento assim como a interação homem-máquina.

2.5. Princípio do Tamanho

HENNEMAN (1979) propôs que quando um conjunto de motoneurônios é ativado, os motoneurônios com os menores corpos celulares são recrutados primeiro por potenciais pós sinápticos, pois esses possuem o menor limiar de disparo. Com o aumento da taxa de disparo em relação à força, progressivamente, grandes motoneurônios são recrutados. Este recrutamento ordenado é chamado de princípio do tamanho (HENNEMAN, 1979). Tal recrutamento ordenado ocorre em contrações reflexas e voluntárias. Baixas taxas de disparo recrutam fibras lentas (tipo I), que geram pequenas forças e são mais resistentes à fadiga. As unidades rápidas, resistentes à fadiga (tipo IIa), são as próximas a serem recrutadas, seguidas pelas unidades rápidas (tipo IIb). KANDEL (1991) citou que esta ordem estereotipada de recrutamento possui três importantes conseqüências funcionais:

1. O recrutamento ordenado simplifica a tarefa de modulação da força. Para gerar uma quantidade de força desejada, os centros superiores necessitam determinar somente um nível total de sinal (*drive*) sináptico para o conjunto (*pool*) de motoneurônios como um todo, não tendo, portanto, que especificar combinações seletivas de motoneurônios.

2. A ordem de recrutamento assegura que o aumento da força gerada por sucessivas ativações das UMs, aumenta a entrada (*input*) sináptica na proporção do limiar de força em que são recrutadas.

3. Um maior número de UMs lentas é utilizado e estas, devem ser providas de um maior aporte metabólico.

O mecanismo de recrutamento ordenado das UMs não é completamente entendido, porém, três fatores são importantes (KANDEL, 1991):

1. A ordem de recrutamento depende do tamanho do corpo celular do neurônio. Isto é razoável desde que o tamanho do potencial sináptico produzido por uma entrada padronizada varie com a resistência de entrada do motoneurônio. Pela Lei de Ohm ($V=IR$), sabe-se que o tamanho de um potencial sináptico excitatório (V) depende do produto da corrente sináptica (I) e da resistência de entrada (R) em um neurônio. Existe uma relação inversa entre a área de superfície neuronal e a resistência de entrada. Deste modo, uma mesma corrente sináptica pode gerar um maior potencial sináptico em um pequeno neurônio, quando comparado a um grande neurônio.

2. A densidade da corrente sináptica aumenta progressivamente das UMs lentas para as rápidas.

3. Diferenças intrínsecas na excitabilidade dos motoneurônios correlacionam-se com as características dos abalos nas fibras musculares.

Em adição à modulação da força muscular pelo recrutamento ordenado, o sistema nervoso pode variar a força pela modulação da taxa de disparo das UMs. O aumento da força com o aumento da taxa de disparo ocorre pela somação temporal dos abalos individuais.

Portanto, a produção, assim como a graduação da força muscular, é regulada pelo recrutamento de UMs e pela modulação na taxa de disparo das UMs recrutadas, como mostra a FIGURA 8 (KANDEL, 1991).

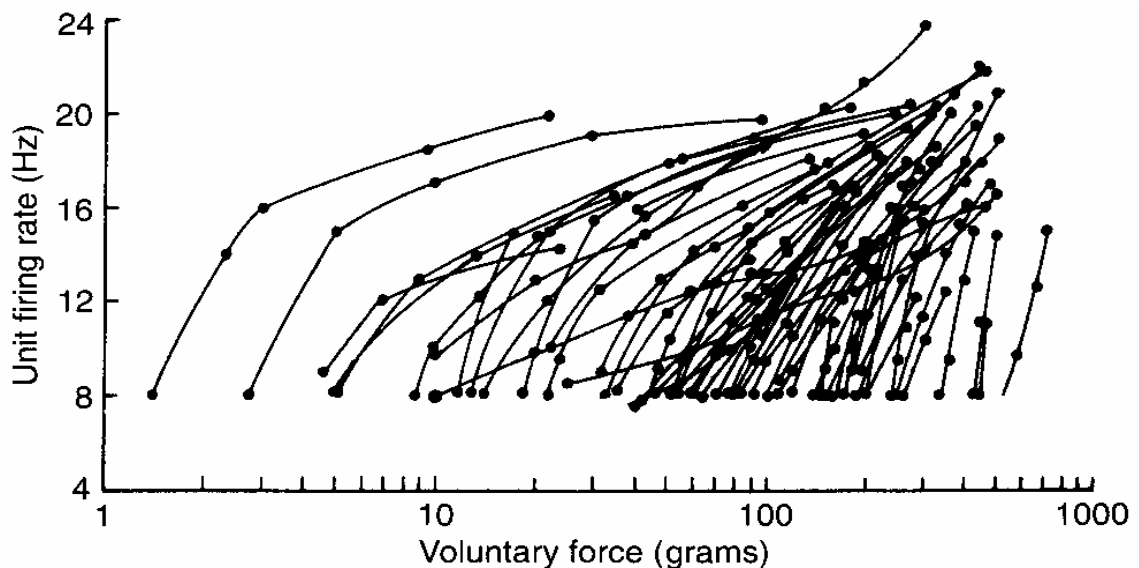


FIGURA 8 - Recrutamento de UMs e modulação da taxa de disparo durante aumento progressivo da força muscular, estudo realizado em gatos.
Tradução: Unit firing rate (Taxa de disparo de cada unidade),
Voluntary force (foça voluntária) Adaptado de KANDEL (1991).

Como foi visto, o desempenho de um movimento particular parece ser conseguido pela ativação de UMs numa seqüência estabelecida, isto é, à medida que a força exercida por um músculo aumenta, UMs adicionais são ativadas, ou recrutadas, e uma vez que esta é recrutada, ela permanece ativa até que a força decline. Mesmo que cada potencial de ação resulte em um abalo¹, quando os potenciais de ação ocorrem próximos, os abalos somam-se e exercem uma força maior que a do abalo único. O grau de soma dos abalos depende da taxa de disparo dos potenciais de ação (ENOKA, 2000).

Entretanto, autores como ENOKA (2000), GUSTAFSSON e PINTER (1985) citaram que o recrutamento das UMs não depende apenas do tamanho do motoneurônio, mas também é influenciado por fatores intrínsecos e extrínsecos nos dendritos e no soma dos motoneurônios de um certo conjunto. Os fatores intrínsecos incluem o tamanho do motoneurônio, a sensibilidade dos receptores do motoneurônio ao neurotransmissor e suas características elétricas (voltagem,

corrente). Os fatores extrínsecos, por sua vez, incluem o número de terminais sinápticos em um motoneurônio, a quantidade média de neurotransmissor liberado em cada sinapse e a distribuição espacial das sinapses sobre o soma e os dendritos.

Embora não se saiba exatamente como cada um desses fatores variam entre os motoneurônios, parece que há uma variação sistemática, pois a corrente sináptica efetiva em um motoneurônio varia com os impulsos provenientes de diferentes sistemas. A corrente sináptica efetiva é uma medida do efeito final dos fatores intrínsecos e extrínsecos sobre a excitabilidade dos motoneurônios (DE LUCA & ERIM, 1994).

2.6. Alterações no padrão de recrutamento em função da tarefa

A ativação muscular não ocorre de forma homogênea, de modo que o músculo pode ser dividido em diferentes grupos de UMs mais ou menos homogêneos (TAX, DENIER VAN DER GON, GIELEN & VAN DEN TEMPEL, 1989). De acordo com esses autores, a caracterização da forma de ativação dos motoneurônios é determinada pelos mecanismos de graduação da força, que são modificados em função das diferentes tarefas.

A ativação seletiva das UMs em função da tarefa, mostra que o músculo pode ser dividido em diversas subpopulações, e que estas são ativadas em função do torque articular necessário para gerar um padrão de ativação eficiente.

Estudos mostram a possibilidade da ativação de diferentes subpopulações de UMs em certos músculos como o oblíquo externo do abdome (MIRKA, KELAHER, BAKER, HARRISON & DAVIS, 1997), o reto do abdome (AXLER & MCGILL, 1997; JUKER et al., 1998; LEHMAN & MCGILL, 2001a; VERA-GARCIA, GRENIER & MCGILL, 2000), o supinador (DENIER VAN DER GON, TER HAAR ROMENY & VAN ZUYLEN, 1985), o bíceps braquial (DENIER VAN DER GON et al., 1985; JONGEN, DENIER VAN DER GON & GIELEN, 1989; TAX et al., 1989; TER HAAR ROMENY, DENIER VAN DER GON & GIELEN, 1982), o extensor radial do carpo e o extensor digital comum (RIEK & BAWA, 1992), caracterizando a

¹ Abalo- geração de força no músculo ou na unidade motora a um único impulso excitatório.

possibilidade de recrutamento seletivo das diferentes regiões ou compartimentos musculares em função da tarefa. A contribuição de cada músculo para a geração de um torque particular depende, entre outros fatores, de sua vantagem mecânica e de sua relação comprimento-tensão, modificada em função da alteração no ângulo articular. Em geral, músculos com grande vantagem mecânica recebem maior entrada (VAN ZYULEN, 1982).

BAWA (2002), por sua vez, apresentou diferenças entre o recrutamento das unidades motoras de músculos simples e complexos (veja FIGURA 9).

Um músculo simples é definido como uma estrutura composta por tendões estreitos, como por exemplo, o primeiro interósseo dorsal, o flexor e o extensor primário do punho. Nesses músculos, as UMs recrutadas em uma direção são também recrutadas em outras direções, e a ordem de recrutamento permanece a mesma, portanto, a força em diferentes regiões é ajustada pela ativação de diferentes subpopulações de UMs, em função dos diferentes vetores de força.

Músculos complexos (por exemplo, bíceps braquial e deltóide) possuem várias cabeças, ou áreas de inserção e/ou origem. Em músculos complexos, as UMs formam subpopulações, sendo sua composição dependente da tarefa, dessa forma, as UMs são recrutadas de maneira ordenada, seguindo o princípio do tamanho, dentro de cada subpopulação unitária e dentro de cada subpopulação composta².

² Subpopulação Composta – Somatória de subpopulações para a realização de uma tarefa específica.

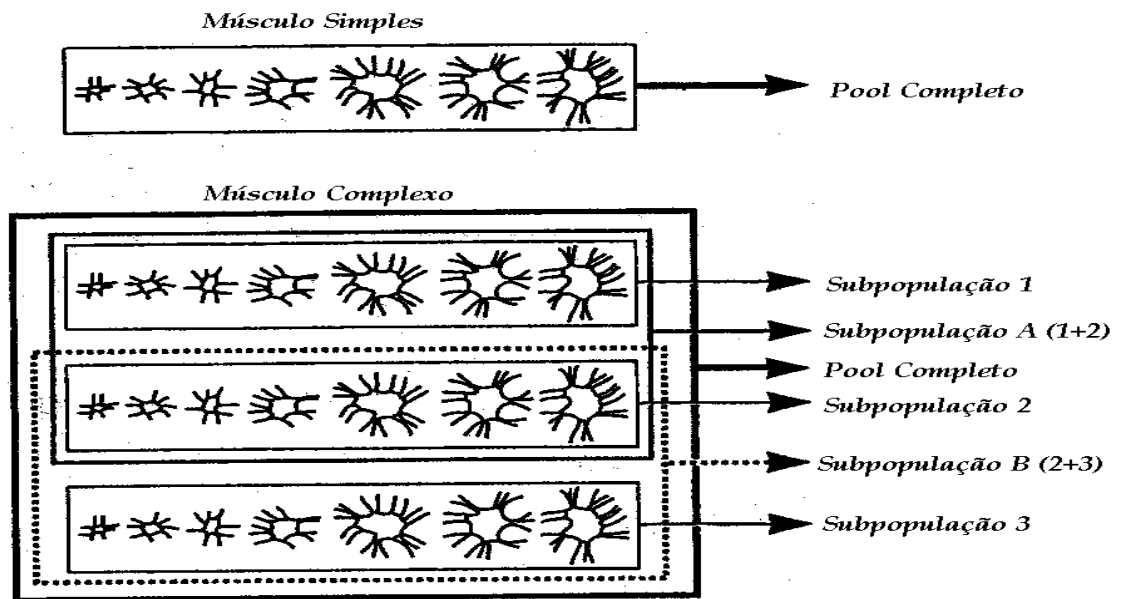


FIGURA 9 - Esquema dos possíveis padrões de recrutamento dos motoneurônios dentro de um músculo. Para um músculo simples, a ordem de recrutamento é a mesma independente da tarefa ou direção do movimento. Para um músculo complexo, as subpopulações podem ser ativadas em função da tarefa. O tamanho da subpopulação depende da tarefa. Por exemplo, quando somente um dos dedos da mão é estendido (1,2 ou 3), uma pequena subpopulação de motoneurônios é dedicado ao dedo, e o recrutamento ocorre somente dentro daquela subpopulação, sendo ordenada pelo princípio do tamanho. A extensão de dois dedos juntos (1+2 ou 2+3) é controlada por uma subpopulação composta. Motoneurônios de duas subpopulações se unem para compor outra subpopulação, desta forma o recrutamento ocorre de acordo com o princípio do tamanho para esta subpopulação composta. Adaptado de BAWA (2002).

2.7. Controle neuromotor do músculo reto do abdome em diferentes tarefas

São encontrados, em grande número, estudos que buscam entender ou reportar como se comportam os músculos da região abdominal (ANDERSON, NILSON & THORSTHENSSON, 1997, 1998; AXLER & MCGILL, 1997; JUKER et al., 1998; KONRAD, SCHMITZ & DENNER, 2001; LEHMAN & MCGILL, 2001b; SOUZA, BAKER & POWERS, 2001; STERNLICHT & RUGG, 2003; SUZUKI, TANAKA, YAN, CHEN, MACKLEM & KAYSER, 1999; THOMAS & LEE, 2000). Estes estudos foram publicados com o interesse em apresentar diferenças na ativação dos músculos da parede abdominal e mostram clara associação entre a ação muscular e as diferentes tarefas motoras. Esses trabalhos relatam o recrutamento seletivo dos músculos abdominais (reto do abdome, oblíquo interno e externo do abdome e transverso do abdome) em diferentes tarefas voluntárias, com o uso de diferentes equipamentos ou tipos de contração (dinâmica ou isométrica).

Especificamente para o músculo reto do abdome, encontra-se grande controvérsia quando se trata de experimentos que buscam apresentar alterações no padrão de recrutamento das diferentes porções do músculo reto do abdome, em função de diferentes tarefas. Parte desses estudos, não encontraram diferenças na ativação das porções de tal estrutura (CLARK, HOLT & SINYARD, 2003; HUBLEY-KOZEY & VEZINA, 2002; LEHMAN & MCGILL, 2001b). Dois deles quantificaram a atividade muscular em tarefas dinâmicas (CLARK, HOLT & SINYARD, 2003; HUBLEY-KOZEY & VEZINA, 2002), e apenas um utilizou contrações isométricas em seus experimentos (LEHMAN & MCGILL, 2001b).

LEHMAN e MCGILL (2001) não encontraram diferenças significantes na ativação EMG das porções superior e inferior do músculo reto do abdome, durante uma variedade de exercícios abdominais. Igualmente, não foram demonstradas diferenças significativas para a razão na ativação entre as porções do músculo reto do abdome, nas diferentes tarefas. O estudo também apresentou grandes desvios-padrão na amplitude do sinal EMG tendo, deste modo, resultados de grande variabilidade decorrentes, possivelmente, dos diferentes níveis de experiência da

amostra em atividades abdominais.

Por outro lado, diversos estudos relatam diferenças na ativação das diversas porções em função da tarefa (MACHADO DE SOUSA & FURLANI, 1982; SARTI, MONFORT, FUSTER & VILLAPLANA, 1996; VERA-GARCIA, GREINER & MCGILL, 2000; WALTERS & PARTRIDGE, 1957).

VERA-GARCIA GREINER e MCGILL (2000), avaliaram alterações na ativação EMG dos músculos da parede abdominal (porção superior e inferior do músculo reto do abdome, oblíquo externo e oblíquo interno do abdome) em posição supina sobre uma plataforma estável e móvel, utilizando quatro tarefas de elevação do tronco (*curl-up*) em contração isométrica. Neste estudo, observaram diferentes padrões na média quadrática (RMS) e na razão do sinal EMG para os músculos da parede abdominal, assim como diferenças na ativação das respectivas porções musculares do reto do abdome em função da tarefa.

Em outro interessante estudo (SARTI et al., 1996), foram encontradas alterações na atividade EMG para as porções do músculo reto do abdome em diferentes tarefas (elevação de tronco e manutenção pélvica), realizadas por dois grupos de diferentes níveis de experiência e, caracterizados por forma correta e incorreta. No entanto, apenas os sujeitos que realizaram as tarefas de forma correta, apresentaram diferenças significativas na atividade EMG da porção superior durante o exercício de elevação de tronco, enquanto que a porção inferior obteve maior ativação durante o exercício de manutenção pélvica

Apesar dos estudos citados apresentarem alterações no padrão de recrutamento das diferentes porções do músculo reto do abdome em função da tarefa, os procedimentos de aquisição e tratamento do sinal EMG foram similares. Esses estudos utilizaram apenas análises no domínio do tempo e apresentaram dados com grandes desvios-padrão, o que dificulta a interpretação dos resultados.

3 OBJETIVOS

O presente estudo teve como objetivo geral investigar o controle neuromotor do músculo reto do abdome, em tarefas motoras voluntárias sob diferentes condições.

Os objetivos específicos deste trabalho foram:

1. Descrever as características morfológicas do músculo reto do abdome, em particular sua área de secção transversa, ao longo do comprimento longitudinal do músculo, utilizando as imagens do Projeto Homem Visível (National Library of Medicine, Bethesda, MD);
2. Descrever a variabilidade da localização dos pontos motores do músculo reto do abdome, por meio de eletroestimulação cutânea superficial;
3. Investigar a relação entre a atividade muscular de baixa intensidade das diferentes porções do músculo reto do abdome, por meio de eletromiografia superficial.
4. Investigar o comportamento neuromotor do músculo reto do abdome, sob condição de fadiga, em diferentes tarefas motoras voluntárias por meio de eletromiografia superficial;

A seguir, são descritos os experimentos conduzidos para cumprir estes quatro objetivos. Para facilitar a compreensão destes experimentos, cada um deles é descrito separadamente, num formato similar ao de um artigo clássico.

4 DESCRIÇÃO DAS CARACTERÍSTICAS MORFOLÓGICAS DO MÚSCULO RETO DO ABDOME

Para caracterizar a capacidade de geração de força muscular e possibilitar o entendimento da ativação desta estrutura pelo sistema nervoso, é necessária uma descrição quantitativa da arquitetura muscular. Poucos são os estudos que reportam a arquitetura muscular do músculo reto do abdome (DELP et al., 2001; STOKES & GARDNER-MORSE, 1999).

O estudo de DELP et al. (2001) teve como objetivo o cálculo da área de secção transversa e, o comprimento médio do fascículo para o músculo reto do abdome. Para tanto, foi utilizada uma amostra de cinco cadáveres (idade 67 ± 9 anos; estatura 170 ± 4 cm; massa $76,2 \pm 13$ kg). A mensuração do comprimento músculo-tendíneo e do comprimento muscular foi realizada com a estrutura fixada ao esqueleto. O valor do comprimento médio do fascículo foi determinado considerando-se a média de 10 amostras. Para calcular a área de secção transversa muscular foi utilizada a razão entre o volume da fibra muscular e o comprimento dos fascículos. Os resultados desse estudo apresentam, para o reto do abdome, um comprimento de fascículos de $28,3 \pm 3,6$ cm; uma área de secção transversa de $2,6 \pm 0,9$ cm²; um comprimento músculo-tendíneo de $35,9 \pm 1,9$ cm e o comprimento muscular de $34,3 \pm 2,7$ cm.

Pode-se observar, como limitações desse estudo, que a área de secção transversa foi apenas estimada e não considera os efeitos das intersecções aponeuróticas e a contribuição do tecido conjuntivo. Além disso, levanta-se também a hipótese de que, como os dados apresentados foram baseados em cadáveres idosos, a estimativa da área de secção transversa pode ter sido subestimada para a população dos adultos jovens.

Outro estudo (STOKES & GARDNER-MORSE, 1999), que reporta a arquitetura do músculo reto do abdome, teve como objetivo quantificar a anatomia (geometria) dos músculos da parede abdominal (reto do abdome, oblíquo interno e oblíquo externo do abdome), sendo utilizado para tal quantificação o banco de dados

do Projeto Homem Visível (NLM, Bethesda, MD). As imagens do projeto foram definidas em intervalos de 25 mm, sendo estudadas um total de 12 imagens. Para cada imagem, foram digitalizados 100 pontos e convertidos em coordenadas polares com a origem no centro de uma vértebra. Os resultados mostraram uma área de secção transversa de 5,67 cm², e um comprimento muscular de 22,2 cm. Isto é, cerca de o dobro da área e um comprimento 50% menor que os encontrados por Delp et al. (2001).

A limitação desse estudo centra-se na baixa resolução espacial (imagens analisadas espaçadas por 25 mm) para a definição da área de secção transversa, pois é bem conhecida a diminuição de tal área em função das intersecções aponeuróticas que seccionam o ventre muscular.

O conhecimento das características anatômicas do músculo reto do abdome é de grande importância para o entendimento anatômico da estrutura em questão, assim como para o entendimento da influência das intersecções aponeuróticas no ventre muscular. Em função da pequena quantidade de informações a respeito das características anatômicas do músculo reto do abdome, formulou-se um experimento que pudesse quantificar a área de secção transversa e a geometria muscular. Para isso, foi utilizado o banco de dados do Projeto Homem Visível.

O objetivo deste experimento foi, portanto, definir as características morfológicas do músculo reto do abdome, com o uso desse banco de dados, apresentando sua área e forma, ao longo do eixo longitudinal do tronco.

4.1 Materiais e Métodos

Amostra

Foi utilizado o banco de dados do Projeto Homem Visível, de um cadáver do sexo masculino (idade 38 anos; estatura 1,80 m; massa 90 kg).

O banco de dados sobre a anatomia humana utilizado neste experimento é uma criação da Biblioteca Nacional de Medicina (NLM) (http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html). Essa biblioteca

disponibiliza um atlas de anatomia humana, com base em imagens adquiridas por ressonância nuclear magnética, de um cadáver do sexo masculino (FIGURA 10). O objetivo principal da NLM é fornecer dados para o estudo tridimensional das estruturas anatômicas do ser humano. Este banco de dados, dividido em regiões anatômicas, possui 1870 imagens transversais de alta resolução, com intervalos de 1 mm entre imagens. Cada arquivo possui uma imagem com 2048x1216 pixels de resolução.

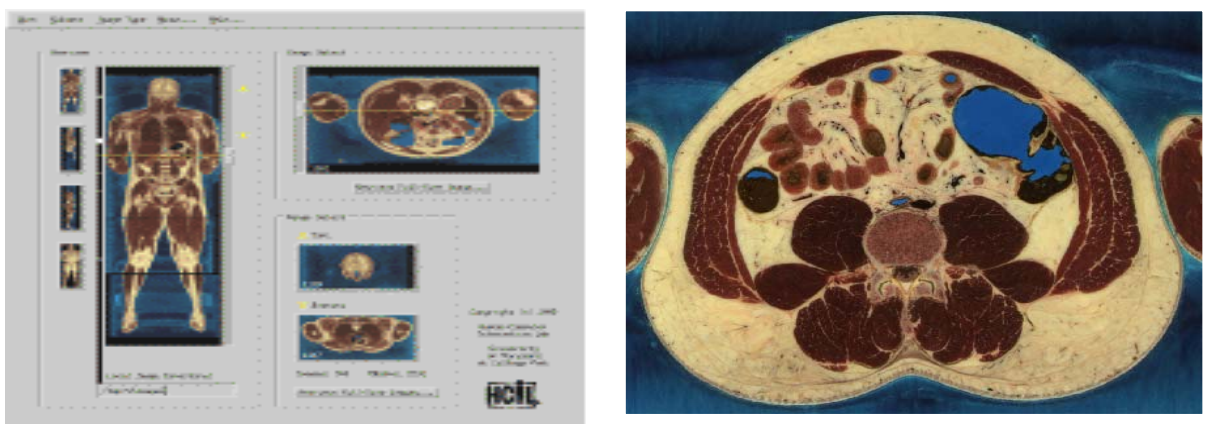


FIGURA 10 - Apresentação do Projeto Homem Visível (à esquerda). À direita, uma das imagens utilizadas para delimitação da área de secção transversa do músculo reto do abdome.

Procedimento Experimental

Primeiramente, foi solicitada autorização à NLM para a aquisição e utilização das imagens do banco de dados do Projeto Homem Visível. O banco de dados disponibilizado, possui imagens transversais a cada 1 mm do eixo longitudinal do tronco. Entretanto, foi definida para este experimento a análise de 199 imagens espaçadas por 2 mm, em virtude de termos alcançado uma boa definição de sua área de secção transversa.

Uma rotina foi desenvolvida no software MatLab 6.5 (MathWorks, Inc) para permitir a visualização das imagens, possibilitar a digitalização dos contornos do músculo reto do abdome e reconstruí-lo tridimensionalmente.

De cada imagem selecionada foram digitalizados os contornos do ventre muscular do músculo em questão e então os dados foram armazenados em um arquivo contendo informações referentes à sua localização espacial. Após a digitalização de todas as imagens, essas informações foram utilizadas para calcular a área correspondente a cada imagem (para ambos os ventres musculares) e, também, para possibilitar a reconstrução gráfica tridimensional do músculo.

Os dados obtidos, em pixels foram transformados para valores reais em centímetros, segundo informações do próprio projeto. Sendo cada um *pixel* por direção equivaleu a 0,33 cm.

A caracterização da área do músculo nas imagens foi efetuada no plano transversal e definida para cada ventre muscular. Deste modo, definiu-se a diferença anatômica, quanto às regiões de maior e de menor quantidade de fibras, ao longo de seu comprimento longitudinal.

A reconstrução gráfica tridimensional do músculo foi utilizada para permitir a visualização da interrupção, completa ou parcial, das porções de cada ventre.

4.2 Resultados

Os resultados obtidos das informações quantificadas, através do Projeto Homem Visível, mostram alterações anatômicas importantes ao longo do eixo longitudinal do tronco.

Os valores representativos das áreas de cada ventre muscular (direito e esquerdo) são relacionados na TABELA 1.

TABELA 1 - Valores médios e desvios padrão da área de secção transversa para cada ventre muscular do músculo reto do abdome.

| Ventre Muscular | Média (cm ²) | Desvio Padrão (cm ²) |
|-----------------|--------------------------|----------------------------------|
| Direito | 7,67 | 2,6 |
| Esquerdo | 7,57 | 2,6 |

A FIGURA 11 mostra a variação da área de secção transversa do músculo reto do abdome em função do seu comprimento, de ambos os ventres musculares. Podem-se observar alterações em sua área, ao longo de seu comprimento, apresentando um comportamento anatômico diferenciado. É considerada como ponto zero a região mais próxima à cabeça.

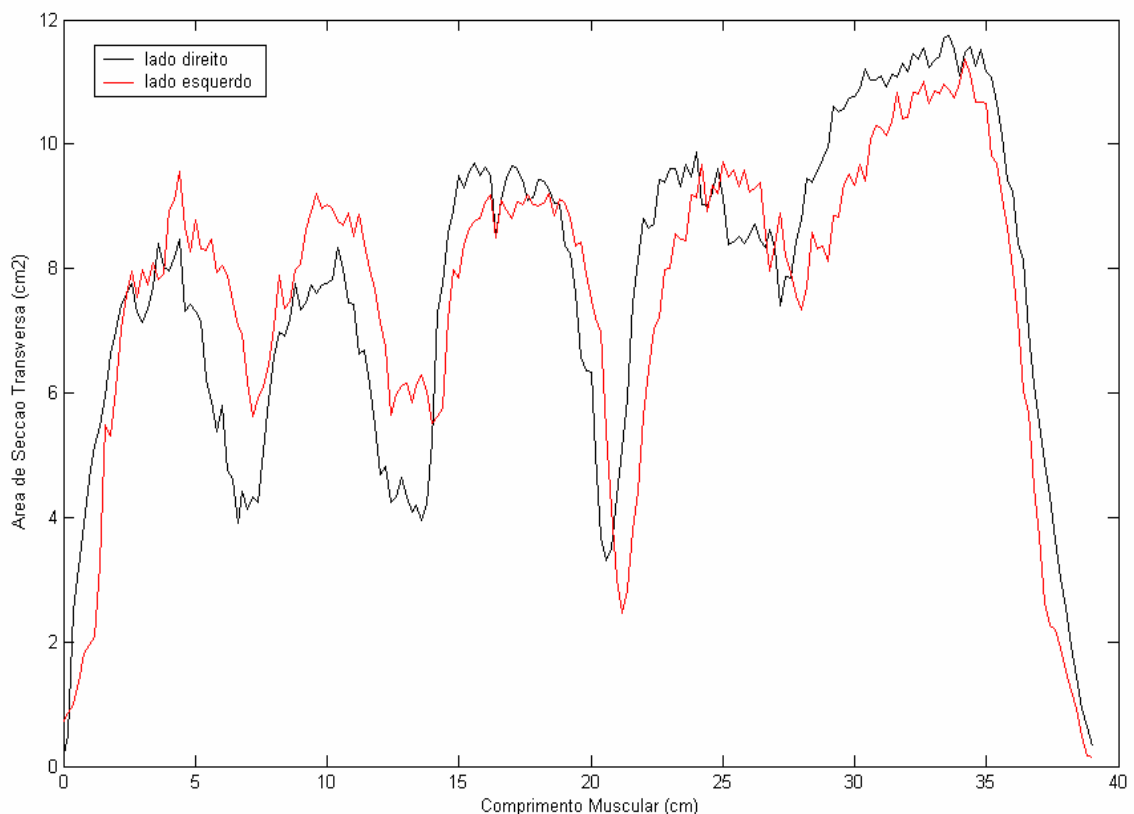


FIGURA 11 - Variação da área de secção transversa do músculo reto do abdome em seu eixo longitudinal. A linha clara representa o ventre direito e a linha escura o ventre esquerdo.

A FIGURA 12 apresenta informações sobre o comportamento das porções musculares, no plano sagital, de apenas um dos ventres musculares.

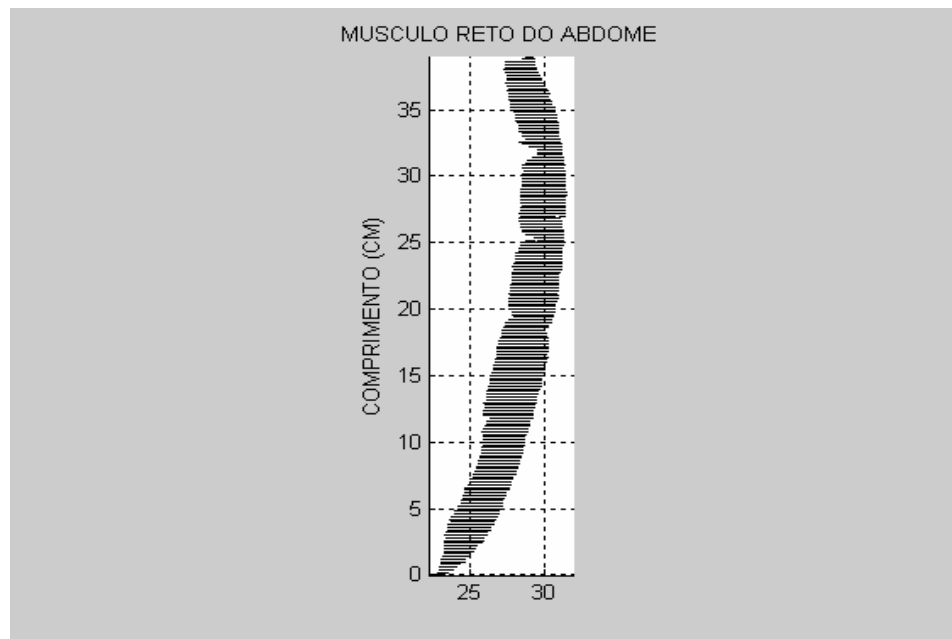


FIGURA 12 - Reconstrução gráfica do ventre direito do músculo reto do abdome, no plano sagital.

A FIGURA 13 representa o músculo reto do abdome em seu plano frontal.

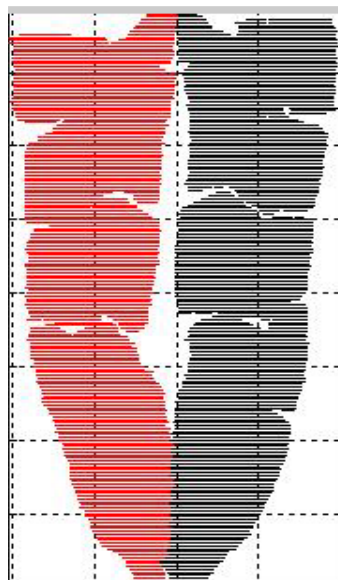


FIGURA 13 - Reconstrução gráfica do músculo reto do abdome no plano frontal.

A FIGURA 14, mostra diversas vistas do músculo reto do abdome.

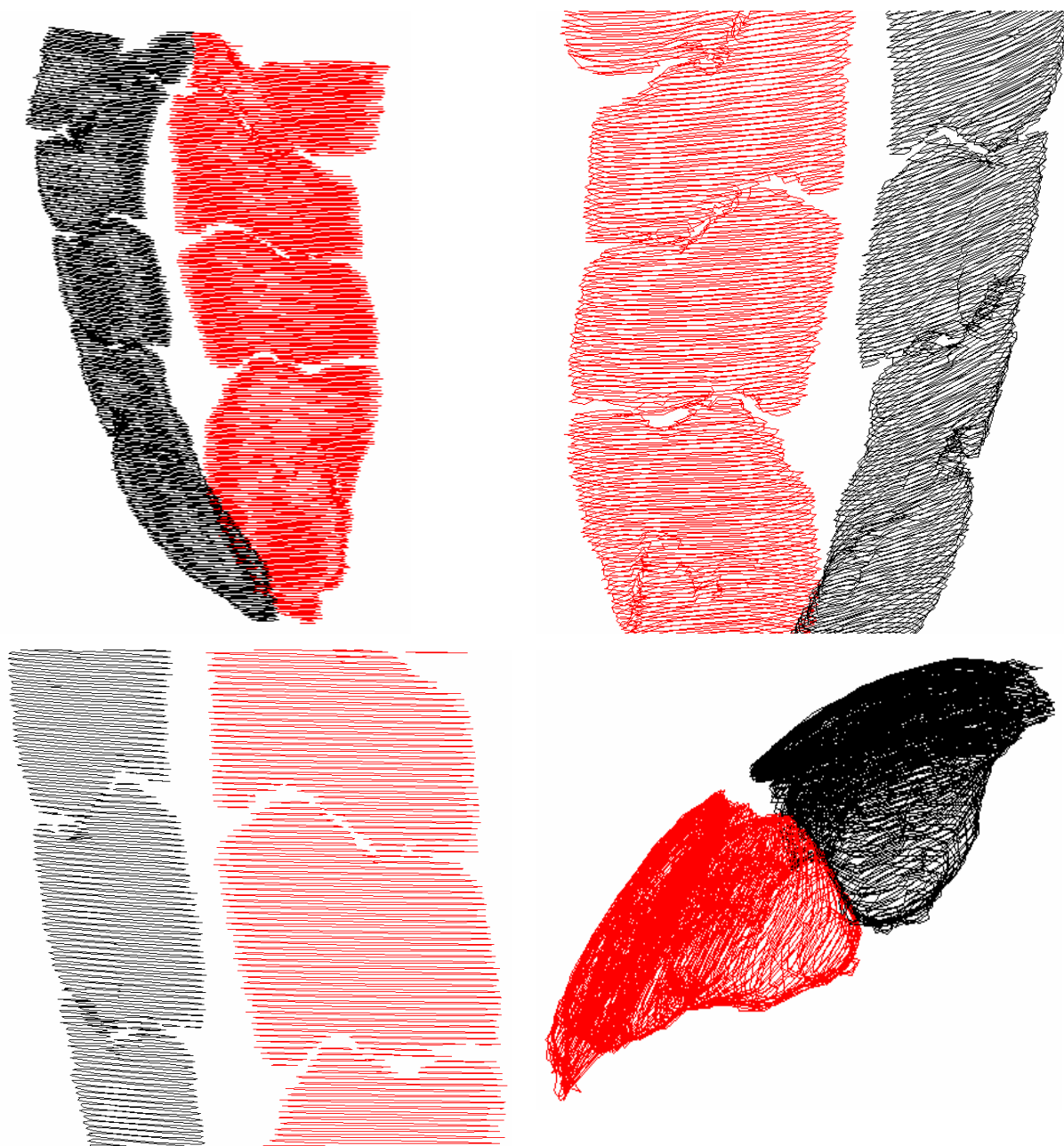


FIGURA 14 - Diferentes vistas do músculo reto do abdome reconstruído tridimensionalmente.

4.3 Discussão

A FIGURA 11 apresenta as alterações na área de secção transversa muscular, embora não defina a passagem ou não das fibras musculares através das diversas porções do ventre muscular. Isto se deve ao fato de que as intersecções aponeuróticas não estão separadas totalmente na horizontal. Baseado nesta figura pode-se observar a variação na área de secção transversa muscular ao longo de seu eixo longitudinal, indicando que talvez não ocorra passagem de todas as fibras musculares pelas regiões de menor área.

No estudo de STOKES e GARDNER-MORSE (1999), os autores não reportam a variabilidade na área de secção transversa ao longo do eixo longitudinal, desconsiderando esta importante variação anatômica muscular.

Considerando o valor médio e desvio padrão da área de secção transversa, avaliado neste experimento, de $7,67 \pm 2,6 \text{ cm}^2$ e $7,57 \pm 2,6 \text{ cm}^2$ (lado direito e esquerdo, respectivamente), os dados obtidos não corroboram as informações reportadas nos estudos acima (STOKES & GARDNER-MORSE (1999) reportam o valor de $5,67 \text{ cm}^2$; DELP et al. (2001) reportam $2,6 \pm 0,9 \text{ cm}^2$).

Também foram encontradas limitações importantes no estudo de DELP et al. (2001), pois a área foi estimada através da razão entre o volume da fibra muscular e o comprimento ótimo dos fascículos em cadáveres idosos, o que parece estar representado em seus baixos valores de área de secção transversa.

Para o estudo de STOKES e GARDNER-MORSE (1999), que reporta a arquitetura do músculo reto do abdome através da análise do banco de dados do Projeto Homem Visível, a maior limitação encontra-se na definição do número de imagens utilizadas e o intervalo entre as mesmas para a definição da área de secção transversa (12 imagens, intervalo de 25 mm), o que não é sensível às variações da área deste músculo, em relação aos componentes tendíneos.

A FIGURA 12 apresenta a variação do conteúdo muscular em seu plano sagital. Neste plano, não se observa qualquer divisão total das porções,

possivelmente em virtude das intersecções aponeuróticas possuírem irregularidades em seu posicionamento em relação a horizontal.

Entretanto, na FIGURA 13, pode-se observar regiões, no ventre muscular, nas quais não há intersecção entre as porções musculares. Isto pode ser observado pela quebra de continuidade no gráfico, evidenciando, naquela região, uma interrupção do conteúdo muscular.

Desta forma, as informações parciais obtidas neste estudo não corroboram as informações reportadas por TESTUT (1959), WOODBURKE e BURKEL (1994), e HOLLINSHEAD (1980), que relatam a interrupção total das fibras musculares, de trecho a trecho, por intersecções aponeuróticas. Contudo, está de acordo com os autores GARDNER e OSBURN (1974) e WILLIAMS (1995), que relatam como incompletas estas interrupções tendíneas, dando segmentação anatômica, embrionária e funcional a esse músculo da parede anterior.

5 DESCRIÇÃO DA VARIABILIDADE NA LOCALIZAÇÃO ANATÔMICA DOS PONTOS MOTORES DO MÚSCULO RETO DO ABDOME

Devido à caracterização do músculo reto do abdome como poligástrico (existência constante de intersecções aponeuróticas), faz-se necessário o estudo mais aprofundado da distribuição nervosa somática motora para as diferentes porções. O entendimento da neuroanatomia desta estrutura serve como indicativo inicial para a compreensão da possibilidade real de ativação diferenciada das diversas porções musculares.

A literatura apresenta certa controvérsia quanto aos nervos do músculo reto do abdome (LEONARD, 1995; LLORCA, 1963; TESTUT, 1959; WOODBURNE, 1994). De acordo com LEONARD (1995), a parede abdominal é suprida por nervos que se iniciam nos *foramens* das vértebras torácica (T7 até a T12) e lombar (L1). Ainda, esse autor classifica os nervos tóraco-abdominal, subcostal, iliohipogástrico e ilioinguinal, como suprimentos nervosos para o músculo reto do abdome. Por outro lado, WOODBURNE e BURKEL (1994) citam que o músculo reto do abdome é innervado por cinco nervos inferiores intercostais e o nervo subcostal.

Entretanto, segundo TESTUT (1959) e LLORCA (1963), o músculo reto do abdome é inervado pelos seis últimos nervos intercostais e pelo ramo abdominal do nervo abdominogenital maior. Os seis últimos nervos intercostais estão assim distribuídos: 7º nervo – segmento superior; 8º nervo – segundo segmento; 9º nervo – terceiro segmento e 10º, 11º e 12º nervos – parte inferior do músculo. O ramo abdominal do nervo abdominogenital maior está associado ao 12º nervo intercostal, inervando a parte inferior do reto do abdome e piramidal.

Estudos anatômicos foram realizados através da dissecação de cadáveres para determinar, com mais clareza, quais os nervos e ramos que suprem o músculo reto do abdome (DUCHATEAU, DECLETY & LEJOUR, 1988; HAMMOND et al., 1995; SAKAMOTO, AKITA & SATO, 1996).

No estudo de DUCHATEAU, DECLETY e LEJOUR (1988), a dissecação de seis cadáveres confirma a inervação segmental do músculo reto do abdome por ramificações terminais dos seis nervos intercostais inferiores. Estes passam junto às ramificações terminais das artérias intercostais, entre o músculo transverso do abdome e o músculo oblíquo interno do abdome, penetrando lateralmente a bainha do músculo reto do abdome (FIGURA15). Estes nervos estendem-se entre as expansões do músculo transverso do abdome, na fáscia posterior do músculo reto do abdome, e inerva-o à aproximadamente três centímetros da borda lateral e nenhuma ramificação continua sobre o músculo medialmente.

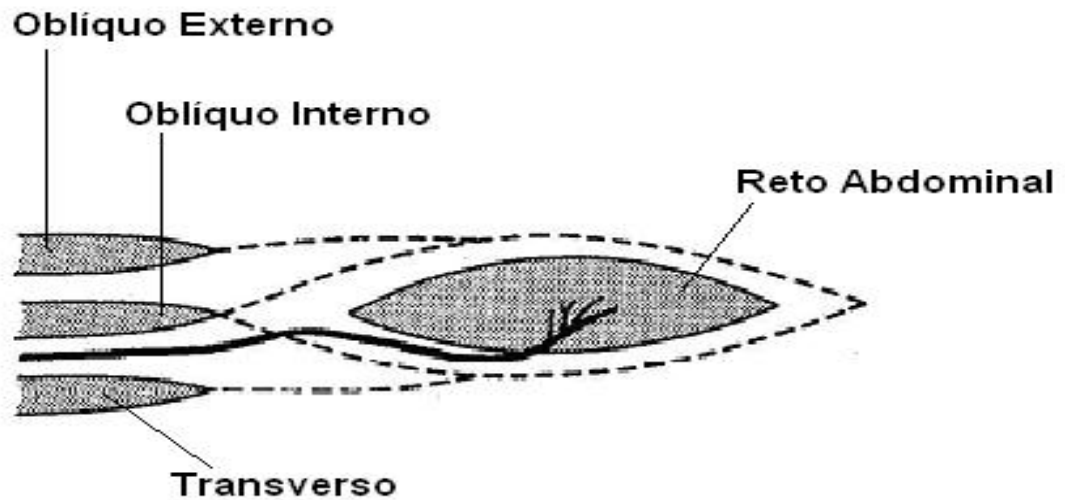


FIGURA15 - Representação esquemática da inervação do músculo reto do abdome observada em dissecação de cadáveres. Adaptado de DUCHATEAU, DECLETY e LEJOUR (1988).

O estudo de HAMMOND et al. (1995), realizado também através da dissecação de 16 cadáveres, mostrou que seis a oito nervos passam inframedialmente entre o oblíquo interno e o músculo transverso do abdome antes de penetrar na confluência lateral da bainha do músculo reto do abdome anterior e posterior, ou em alguns casos, apenas na bainha posterior. Os nervos intercostais passam entre os músculos oblíquo interno e o transverso do abdome, aproximando-se da bainha do músculo reto do abdome. A maioria dos nervos entra no músculo reto do abdome em seu terço lateral, dois a quatro centímetros da borda lateral do músculo, desses, dois a três nervos entram na porção inferior do músculo reto do abdome, abaixo da cicatriz umbilical.

Com relação às ramificações somáticas, SAKAMOTO, AKITA e SATO (1996) caracterizaram os pontos de origem das ramificações musculares dos nervos intercostais, por meio da dissecação de vinte cadáveres adultos do sexo masculino. De acordo com esse estudo, as ramificações nervosas para o músculo reto do abdome (T7 a L1) foram caracterizadas em dois padrões diferentes: terminações dentro do músculo (r) e terminações que suprem o músculo e terminam em ramos cutâneos (r+Acb) (FIGURA 16).

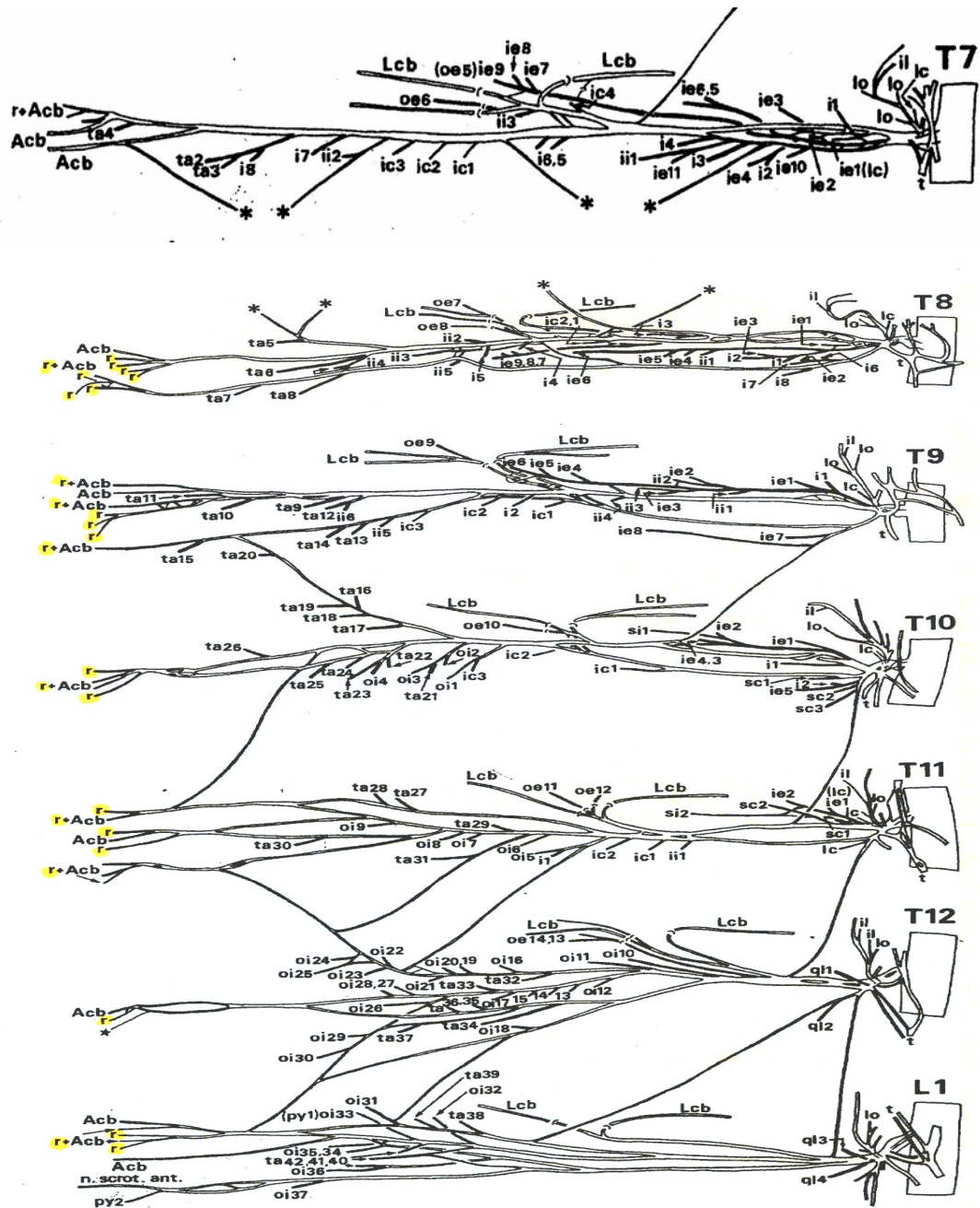


FIGURA 16 - Ramificações dos ramos primários ventrais dos nervos torácicos (T7 a T12) e lombar (L1). As siglas r e r+Acb representam, respectivamente, terminações dentro do músculo e terminações que suprem o músculo e terminam em ramos cutâneos. Adaptado de SAKAMOTO, AKITA e SATO (1996).

No estudo de PRADHAN e TALY (1989), foi utilizada uma técnica de avaliação da velocidade de condução dos nervos, com múltiplos eletrodos de detecção do sinal elétrico muscular, na região do músculo reto do abdome, com o intuito de definir a melhor localização dos pontos motores, no músculo reto do abdome, para os dos diferentes nervos intercostais. Esta técnica foi aplicada em trinta sujeitos normais, nos quais foram determinados os melhores locais para a detecção do sinal elétrico dos nervos intercostais. (FIGURA 17 e FIGURA 18).

Os nervos intercostais foram estimulados por um pulso retangular de 0,5 ms de duração, em duas regiões diferentes (proximal e distal), para posterior cálculo da velocidade de condução axonal. Por meio da técnica de eletroestimulação, puderam ser localizados pontos motores específicos para todos os nervos intercostais. Para todos os sujeitos estudados foi utilizada a análise do potencial de ação composto de unidade motora (*compound motor unit action potential*, CMUAP), com uso de eletrodos múltiplos colocados no plano longitudinal e transversal. Os resultados apresentaram pequena variação na localização dos pontos motores em diferentes indivíduos.

Como resultado deste estudo, os locais mais consistentes de aquisição, na maioria dos sujeitos, foram: 7º nervo intercostal – 0 a 1 cm acima do processo xifóide do esterno; 8º nervo intercostal – 1 a 3 cm abaixo do nível do processo xifóide do esterno; 9º nervo intercostal – 2 a 5 cm acima do nível da cicatriz umbilical; 10º nervo intercostal – 1 cm acima e até 4 cm abaixo do nível da cicatriz umbilical; 11º nervo intercostal – região medial entre a cicatriz umbilical e a sínfise púbica. No plano transversal, a melhor localização do sinal elétrico foi na região média do ventre do músculo reto do abdome.

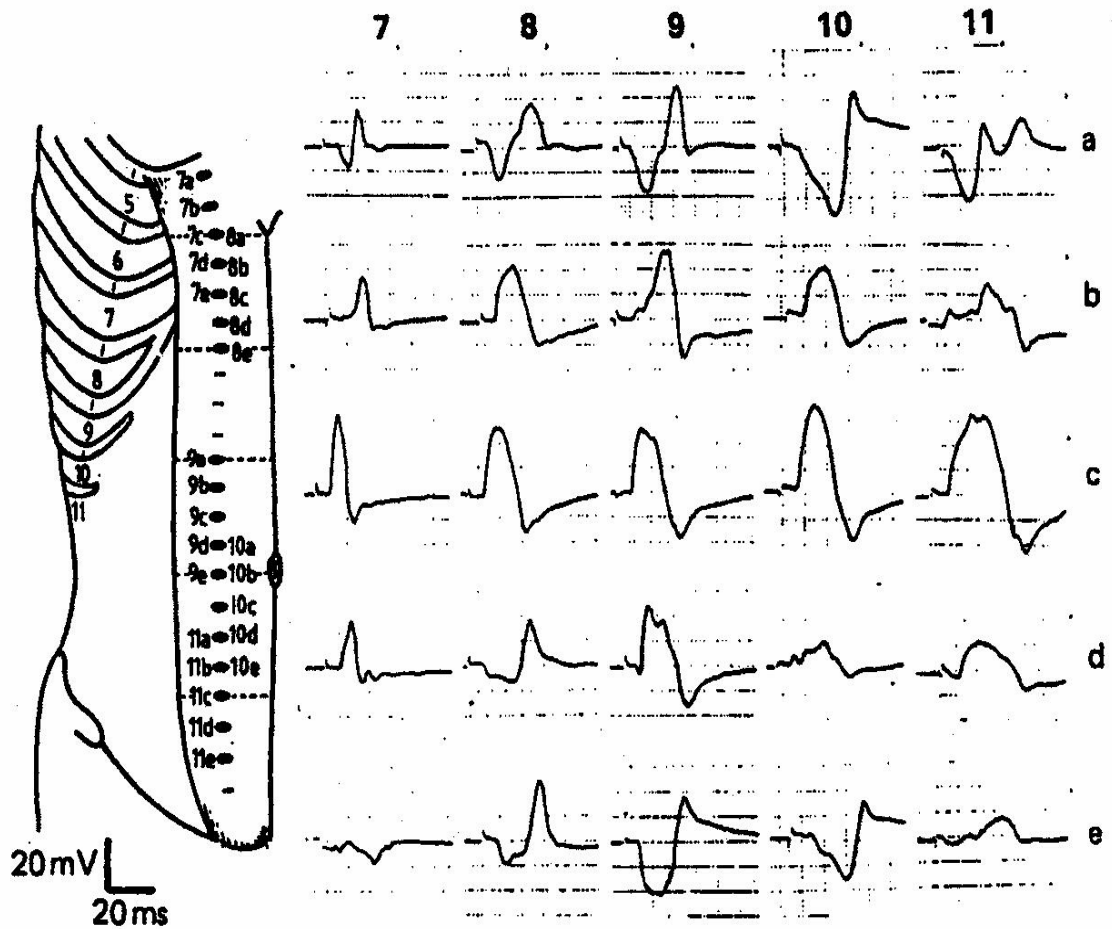


FIGURA 17 - O MUAP adquirido de diferentes locais no plano vertical no meio do comprimento do músculo reto do abdome. Os melhores locais de aquisição do sinal, para os nervos intercostais, são mostrados na linha C. Adaptado de PRADHAN e TALY (1989).

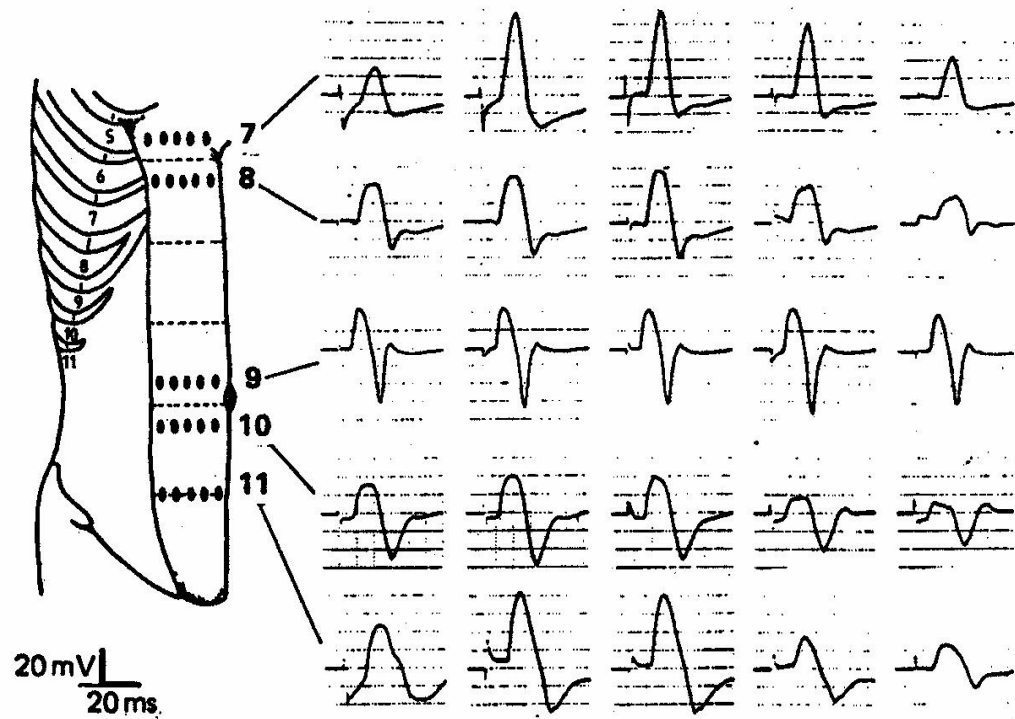


FIGURA 18 - O MUAP adquirido em diferentes locais no plano transverso do músculo reto do abdome, no nível da melhor aquisição no plano vertical. Para cada nervo, a aquisição na região central do músculo apresenta melhor resposta. Adaptado de PRADHAN e TALY (1989).

Motivado pelos poucos estudos que se referem à localização dos pontos motores e pela relevância dessas informações para a colocação adequada dos eletrodos para a aquisição do sinal EMG, foi proposto um segundo experimento. Este, teve por objetivo a localização e posterior caracterização da variabilidade dos pontos motores do músculo reto do abdome.

5.1 Materiais e Métodos

Amostra

A amostra foi composta por 20 adultos jovens saudáveis, 14 do sexo masculino e 6 do sexo feminino, com faixa etária 27 ± 6 anos, estatura 170 ± 10 cm, massa 70 ± 11 kg e comprimento entre o processo xifóide do esterno e a cicatriz

umbilical de 18 ± 2 cm. Os sujeitos foram selecionados por serem considerados fisicamente aptos, por possuírem experiência em atividades específicas para os músculos abdominais e por não apresentarem quaisquer lesões na musculatura estudada, nem desordens neurológicas periféricas ou centrais. Para tal seleção foi realizado um questionamento oral, com os sujeitos, antes de cada coleta.

Os sujeitos tomaram conhecimento dos procedimentos experimentais e consentiram a sua participação no experimento por meio de um termo de consentimento livre e esclarecido, aprovado pelo Comitê de Ética da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

Procedimentos Experimentais

Para definir a localização dos pontos motores do músculo reto do abdome, foi utilizada a técnica de eletroestimulação superficial (FES VIF 995-4, Quark Produtos Médicos, Brasil).

Como padrão de estimulação, foi utilizada uma corrente bipolar assimétrica balanceada, com frequência de 30 Hz, tempo de pulso de 40 μ s em um trem com 1 segundo de duração e dois segundos de repouso.

A intensidade da corrente foi ajustada de 0 a 80 mA, de acordo com a resposta individual e sensação de dor do sujeito avaliado. Uma caneta estimuladora, foi utilizada para ativar os diferentes pontos motores e estes foram marcados na pele do sujeito com uma caneta apropriada.

Para definir a localização dos pontos motores, os sujeitos foram orientados a posicionarem-se em decúbito dorsal em uma maca, mantendo os braços ao longo do corpo. Utilizando a caneta estimuladora, cada porção muscular de cada ventre foi estimulada, buscando localizar o ponto de maior contração (menor resistência à passagem de corrente).

Após a localização e marcação dos pontos motores na pele, uma folha de acetato foi colocada sobre a pele na região do músculo reto do abdome, e então, os seguintes pontos foram definidos: processo xifóide do esterno, cicatriz umbilical e

todos os pontos motores localizados. Foi traçada uma reta ligando o processo xifóide do esterno à cicatriz umbilical, definido-a como o plano longitudinal do tronco.

Foi realizada apenas uma coleta para cada sujeito, embora cada ponto motor tenha sido retestado duas vezes.

Análise dos Dados

A folha de acetato, possuindo os pontos anatômicos marcados, foi utilizada para definir a localização de cada ponto motor através de um par de coordenadas (distância longitudinal x transversal, em cm), tendo como referência (ponto de origem) o processo xifóide do esterno.

Esses pontos motores foram definidos pela numeração de 1 a 8, dispostos como segue na FIGURA 19:

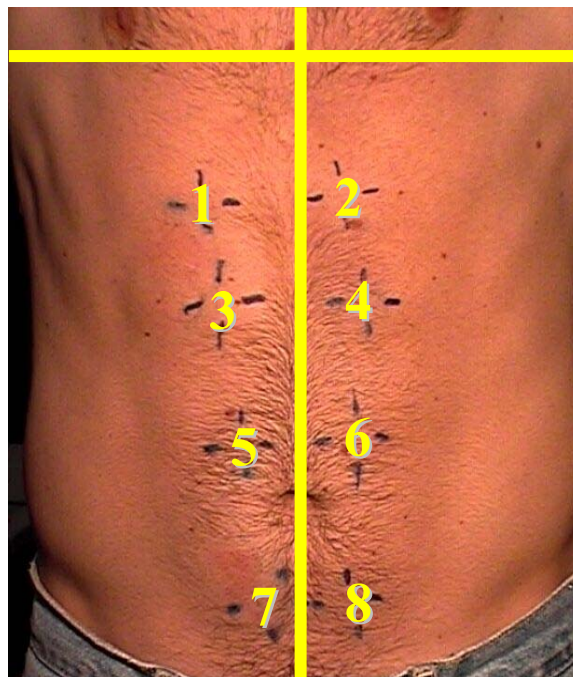


FIGURA 19 - Disposição dos pontos motores para localização das coordenadas longitudinais e transversais.

Análise Estatística

A partir dos valores das coordenadas, foram calculados a média (cm), o desvio-padrão (cm) e o coeficiente de variação (%), para cada ponto motor, tanto no eixo longitudinal quanto no transversal.

5.2 Resultados

Através desta técnica de eletroestimulação superficial, foram definidos oito pontos motores em cada sujeito. Alguns sujeitos demonstraram possuir um número maior de pontos motores bem definidos no músculo reto do abdome, isto é, dois apresentaram 12, um 9 e um 10, os outros 16 sujeitos apresentaram oito pontos motores. Estes pontos extras foram encontrados, em sua maioria, na região abdominal abaixo da cicatriz umbilical.

Outra observação interessante foi a maior área sensível à estimulação na região inferior (abaixo da cicatriz umbilical) do músculo reto do abdome, possivelmente caracterizada pelo maior aporte nervoso.

A FIGURA 20 mostra a localização dos pontos motores para cada porção dos ventres musculares, assim como sua variabilidade no eixo longitudinal e transversal.

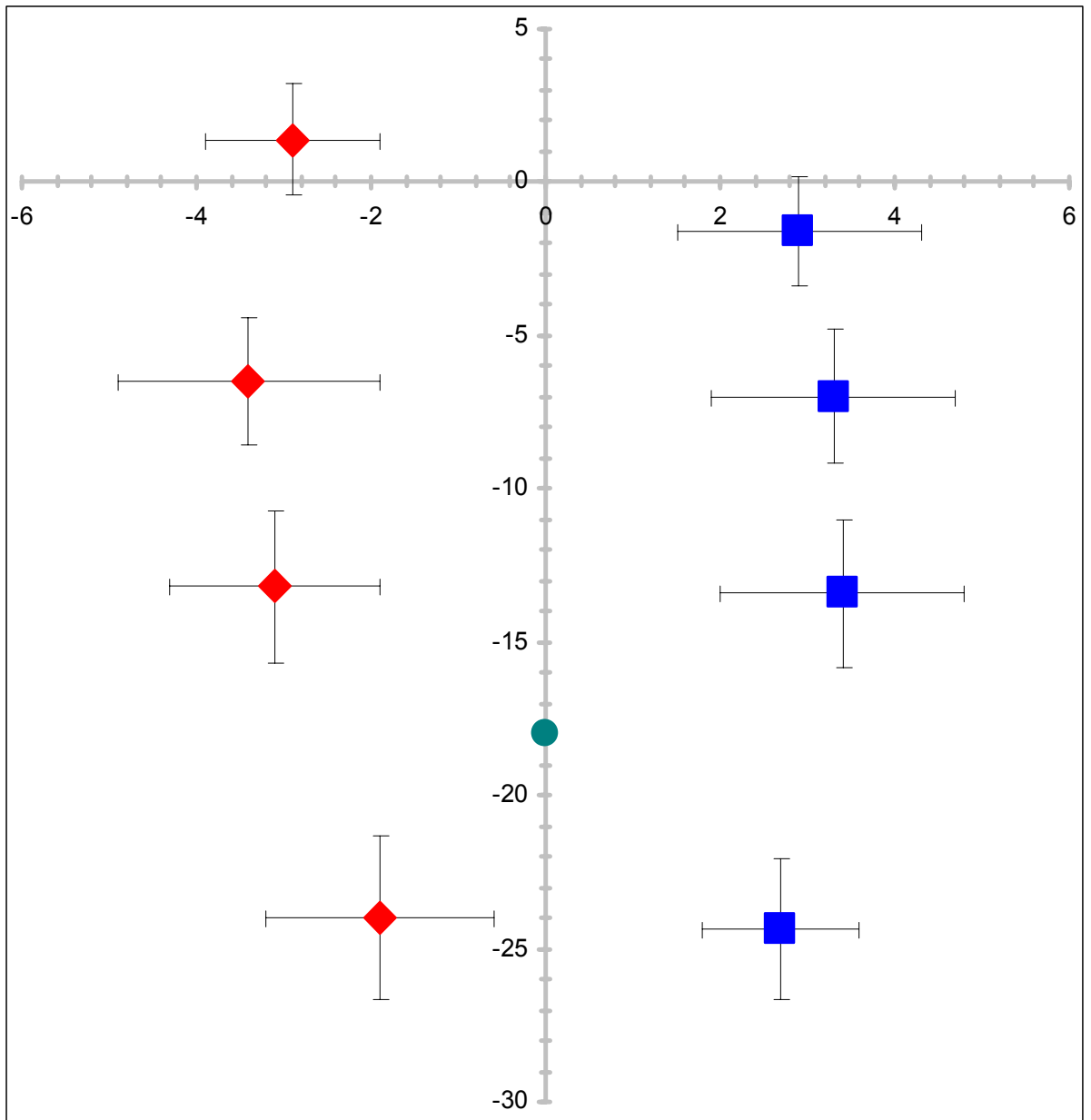


FIGURA 20 - Gráfico representativo do valor médio da posição de cada ponto motor e a variabilidade longitudinal e transversal (barras expressam um desvio padrão). Losangos representam o lado esquerdo e quadrados o lado direito do tronco, o círculo no eixo longitudinal representa a posição média da cicatriz umbilical.

A TABELA 2 apresenta os valores de média, desvio padrão e coeficiente de variação para cada ponto motor do músculo reto do abdome, para o eixo longitudinal do tronco.

TABELA 2 - Valores obtidos da posição dos diversos pontos motores do músculo reto do abdome, para o eixo longitudinal.

| Ponto Motor | Média (cm) | Desvio Padrão (cm) | Coefficiente de Variação (%) |
|-------------|------------|--------------------|------------------------------|
| 1 | -1,4 | 1,8 | 132 |
| 2 | -1,6 | 1,8 | 116 |
| 3 | -6,5 | 2,1 | 32 |
| 4 | -7 | 2,2 | 32 |
| 5 | -13,2 | 2,5 | 19 |
| 6 | -13,9 | 2,4 | 17 |
| 7 | -24 | 2,7 | 11 |
| 8 | -24,4 | 2,3 | 10 |

A TABELA 3 apresenta os valores de média, desvio padrão e coeficiente de variação para cada ponto motor do músculo reto do abdome, para o eixo transversal do tronco.

TABELA 3 - Valores obtidos da posição dos diversos pontos motores do músculo reto do abdome, para o eixo transversal.

| Ponto Motor | Média (cm) | Desvio Padrão (cm) | Coefficiente de Variação (%) |
|-------------|------------|--------------------|------------------------------|
| 1 | -2,9 | 1 | 35 |
| 2 | 2,9 | 1,4 | 48 |
| 3 | 3,4 | 1,5 | 43 |
| 4 | 3,3 | 1,4 | 41 |
| 5 | 3,1 | 1,2 | 37 |
| 6 | 3,4 | 1,4 | 41 |
| 7 | 1,9 | 1,3 | 71 |
| 8 | 2,7 | 0,9 | 34 |

5.3 Discussão

O experimento conduzido conseguiu definir claramente os pontos motores do músculo reto do abdome em todas as porções, de ambos os ventres.

Os pontos motores definidos caracterizam bem a forma esperada da estrutura neural para um controle segmentado das diversas porções musculares, e, em alguns sujeitos, mais de oito pontos motores foram encontrados. Pode-se questionar a função de uma maior quantidade de pontos motores para uma mesma porção muscular, embora não tenha sido encontrado nos textos pesquisados, qualquer informação a respeito da relação desta variação anatômica e seu papel no controle neuromuscular.

Apenas na região inferior, abaixo da cicatriz umbilical, pôde-se observar uma maior área sensível à estimulação elétrica. Provavelmente, em função da maior quantidade de nervos presentes nesta porção muscular (HAMMOND et al., 1995; PRADHAN & TALY, 1989; SAKAMOTO, AKITA & SATO, 1996; TESTUT, 1959). Mesmo encontrando uma área maior nas porções inferiores, a maior variabilidade na localização dos pontos motores (no eixo longitudinal), nos sujeitos estudados, foi na porção superior (primeira porção, de ambos os lados). Isto pode ter ocorrido pelas grandes diferenças anatômicas encontradas entre os sujeitos, sob o aspecto de tamanho e forma desta estrutura.

Os valores médios, obtidos para o eixo transversal, corroboram as informações citadas por DUCHATEAU, DECLETY e LEJOUR (1988), as quais referem-se a regionalização da inervação do músculo reto do abdome medialmente. Embora estas informações tenham sido observadas, neste experimento, é necessário considerar a grande variabilidade encontrada no eixo transversal entre os sujeitos.

Entretanto, observando o estudo de PRADHAN e TALY (1989) e comparando com as informações obtidas neste experimento, observa-se uma grande

proximidade nos valores médios para as porções 1, 2, 7 e 8 no eixo longitudinal. Para o eixo transversal, percebe-se certo alinhamento em ambos os lados de aproximadamente 3 cm (medialmente). Pradhan e Taly (1989) não reportam a variabilidade dos valores médios encontrados em seu estudo, o que é de vital importância em se tratando de uma estrutura tão diferente, anatomicamente, entre sujeitos. A implicação destes resultados complica qualquer referência quanto a localização dos pontos motores e assim, dificulta a colocação dos eletrodos, em se tratando de estudos eletromiográficos. Desta forma, propõe-se utilizar como referência processos anatômicos para definir e reportar informações quanto a colocação de eletrodos ou mesmo a localização dos pontos motores.

6 INVESTIGAÇÃO DA ATIVAÇÃO NEUROMOTORA DAS DIFERENTES PORÇÕES DO MÚSCULO RETO DO ABDOME EM AÇÕES MUSCULARES DE BAIXA INTENSIDADE

A teoria do comando comum (*common drive*, CD) proposta por DE LUCA (1997), sugere que a ativação das UMs é controlada pela mesma fonte. De acordo com este conceito, como efeito de geração da força desejada, o sistema nervoso central regula a somatória das atividades excitatórias e inibitórias sobre o conjunto de motoneurônios.

Todos os motoneurônios pertencentes a um conjunto, recebem a mesma ativação de CD, ao mesmo tempo. Os conceitos de CD coexistem com o princípio do tamanho proposto por HENNEMAM (1979), que trata da relação existente entre a susceptibilidade do motoneurônio à descarga e ao tamanho do motoneurônio.

Estudos como os de DE LUCA e ERIM (2002), apresentaram informações acerca das observações na taxa de disparo das UMs, onde estas flutuam sem atraso entre elas, levando, deste modo, ao conceito de CD.

As oscilações no CD, são refletidas simultaneamente pelas flutuações nas taxas de disparo das UMs do mesmo conjunto. Este comportamento comum, tem sido estudado através da técnica de correlação cruzada (dependente do tempo) da taxa de disparo de pares de UMs ativas simultaneamente.

A existência de CD entre músculos sinérgicos foi interpretada como sendo uma estratégia, onde o sistema nervoso central considera que estes músculos atuam como uma unidade funcional. Os resultados obtidos sugerem que o sistema nervoso central possui uma estratégia simples para controlar as UMs, portanto, o CD recebido por todas as UMs em um conjunto, é traduzido em padrões para cada motoneurônio por características de entrada/saída.

LUCA e ERIM (2002) citaram que, em adição aos fatores centrais, entradas periféricas podem contribuir no sinal para ambos os conjuntos de UMs, como mostra a FIGURA 21.

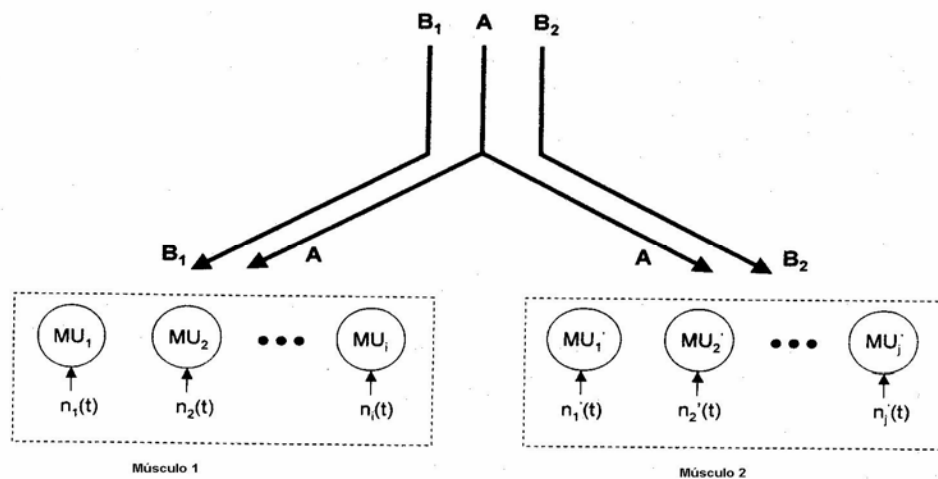


FIGURA 21 - Diagrama mostrando que o CD recebido (A) por motoneurônios de dois músculos sinérgicos é compartilhado, enquanto que existem entradas sinápticas (B1,B2) para os conjuntos de motoneurônios que são independentes para um músculo específico. Adaptado de DE LUCA e ERIM (2002).

MULLANY, O'MALLEY, ST CLAIR GIBSON e VAUGHAN (2002) examinaram a atividade eletromiográfica dos músculos extensores (agonista) e flexores (antagonista) do joelho, durante a fadiga em contrações isométricas (em extensão), em diferentes intensidades. Foi utilizada a técnica de correlação cruzada para detectar o *cross-talk*.

Os autores mensuraram o sinal comum a ambos os músculos como um

indicativo do CD, para diferentes músculos. Deste modo, altas correlações podem não necessariamente, indicar *cross-talk*³, mas que ambos os músculos podem ter tido taxas de disparo e características dos potenciais de ação similares (MULLANY et al., 2002).

SEMMLER (2002) avaliaram a relação entre a sincronização de curta duração e o CD, no músculo primeiro dorsal interósseo. Foi realizada uma tarefa isométrica de abdução do dedo indicador em 77 UMs de 17 indivíduos. A ativação simultânea das UMs exibe uma modulação comum na taxa média de disparo de 1-2 Hz, classificado como CD. Esta modulação de baixa frequência deve ser caracterizada como um *drive* excitatório para os motoneurônios, e podem aumentar seu padrão de disparo com influências excitatórias ou inibitórias nos motoneurônios.

A modulação de baixa frequência pode ser uma característica de sinais de comando descendentes dos centros supra-espinais ou aferentes periféricos. Evidências apresentadas neste estudo sugeriram um componente supra-segmentar na geração do CD. As células do córtex motor possuem grande quantidade de projeções monossinápticas divergentes para os motoneurônios dos músculos da mão, e exercem uma poderosa influência excitatória, sendo um óbvio candidato para a geração do CD.

Nesse estudo, a regressão linear da frequência de disparo de pares de UMs mostrou-se fraca, mas significativa e positiva na correlação entre o grau de sincronização de curta duração e o CD do músculo primeiro dorsal interósseo. Deste modo, pode-se destacar algum grau de independência nas propriedades de disparo destas UMs.

Modelo de ativação das unidades motoras proposto por DE LUCA e ERIM (1994)

O modelo proposto por DE LUCA e ERIM (1994) teve como proposta conceituar os mecanismos baseados no controle e ativação de UMs. Nesse modelo, o CD para o conjunto de motoneurônios é regulado pelo sistema nervoso central.

³ Cross – talk – conversa cruzada ou interferência elétrica de um músculo sobre o outro.

Cada UM, caracterizada por sua curva particular de informações de entrada e saída (*input/output curve*), determina a sua resposta ao CD, recebendo o mesmo conteúdo de informações associadas a um ruído (informação não compartilhada por todas as UMs).

O modelo hidráulico da FIGURA 22, sumariza as regras que governam a regulação das UMs na geração de força. A água que flui para o tanque corresponde à chegada de informações no conjunto de motoneurônios, enquanto que a água que sai do tanque (descrita por n UM) e a distância que esta viaja, correspondem ao recrutamento e à taxa de disparo de uma UM. O comprimento de cada jato de água é representativo da taxa de disparo inicial, enquanto que cada círculo indica a taxa mínima para o disparo da UM. A válvula do lado esquerdo representa o conjunto de inibição enquanto a rede de acúmulo de água representa a relação excitação-inibição.

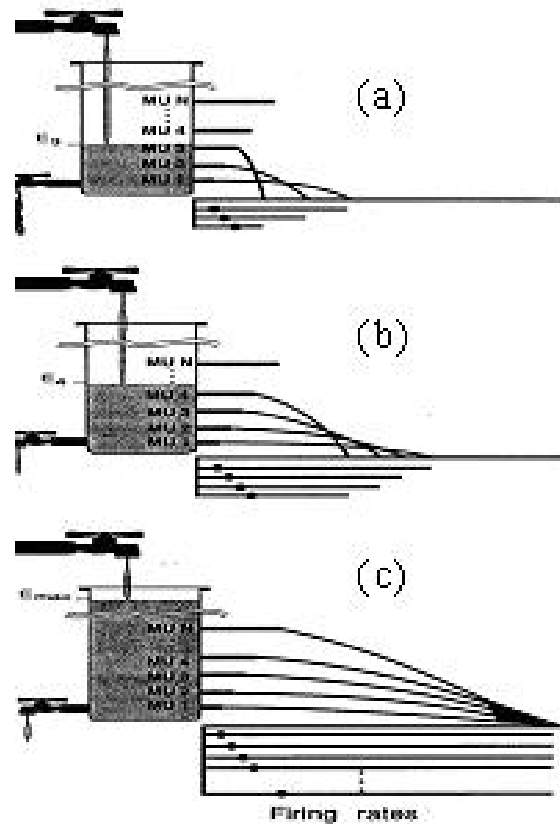


FIGURA 22 - Modelo hidráulico representativo da ativação das UMs proposto por DE LUCA e ERIM (1994). (a) comportamento das taxas de disparo quando a informação é suficiente para recrutar apenas três UMs; (b) recrutamento de novas UMs, associado ao aumento da taxa de disparo das UMs ativas; (c) convergência das taxas de disparo para o mesmo valor em taxas de disparo extremas para o caso de extrema quantidade de informação. Adaptado de DE LUCA e ERIM (1994).

Comportamento de “*onion-skin*” (casca de cebola)

A literatura apresenta um fenômeno observado no comportamento das UMs durante contrações isométricas (FIGURA 23), onde a taxa de disparo das UMs recrutadas inicialmente são maiores que aquelas recrutadas depois. Este comportamento foi denominado “casca de cebola”(“*onion-skin*”) (DE LUCA & ERIM, 1994). Em cada instante de tempo, as UMs recrutadas inicialmente, com baixo limiar

de excitabilidade, mantêm maiores taxas de disparo, quando comparadas às recrutadas posteriormente, resultando em uma ordenada curva de taxa/disparo.

Uma possível explicação para as UMs de alto limiar dispararem em menores frequências, é que essas UMs são fatigadas mais rapidamente do que aquelas de baixo limiar. O fato das UMs de alto limiar serem mais rapidamente exauridas, impede que estas contribuam em contrações sustentadas e, deste modo, o sistema neuromuscular é designado à otimizar alguma combinação de força e duração sobre a qual a força é sustentada (DE LUCA & ERIM, 1994).

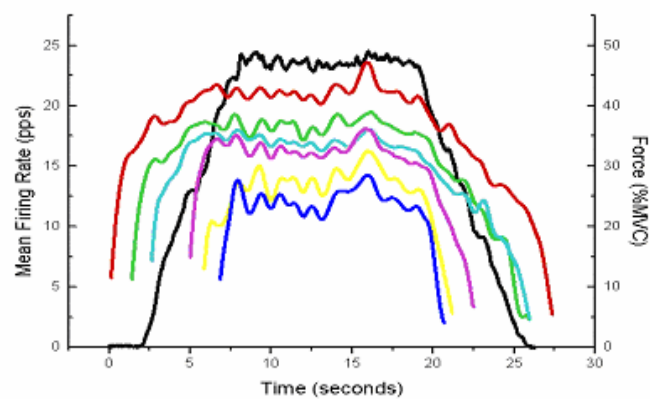


FIGURA 23 - Representação do comportamento da *onion-skin*. Onde a linha mais escura (preta) representa o nível de força (% da Contração Voluntária Máxima, MVC) atingido durante uma contração isométrica; e as linhas mais claras (iniciadas em 5% MVC) representam o comportamento das UMs. Tradução: *Mean firing rate* (taxa de disparo média). Adaptado de DE LUCA e ERIM (1994).

WESTGAARD e DE LUCA (2001) examinaram através de eletromiografia de superfície e de agulha, como ocorre o comportamento de *onion-skin* em UMs lentas do músculo trapézio e primeiro dorsal interósseo.

As tarefas consistiam em contrações de baixa velocidade com lenta modulação do nível de força. Interessante notar que no músculo trapézio, o recrutamento de novas UMs durante a contração apresentou maiores taxas de disparo, quando comparadas às que já estavam ativas. O novo recrutamento das

UMs no primeiro dorsal interósseo apresentou baixa taxa de disparo, sendo preservado o comportamento de *onion-skin*.

O comportamento da taxa de disparo das UMs do trapézio em contrações lentas, pode ser entendido como uma diminuição na taxa de disparo das UMs ativas, quando novas UMs são ativadas. Desta forma, um *feedback* negativo suprime o efeito de um aumento no sinal excitatório. A supressão da taxa de disparo envolve um *loop* de *feedback* periférico com os receptores musculares e/ou inibição recorrente pelas células de Renshaw.

Os autores consideraram improvável o *feedback* negativo dos receptores musculares, como influência para a depressão da taxa de disparo observada durante contrações constantes, em níveis baixos de força. A inibição recorrente pelas células de Renshaw parece ser um mecanismo mais provável, sendo mais pronunciada em músculos proximais, quando comparados aos distais em humanos. Assim, a inibição ocorre de forma mais forte em UMs de baixo limiar (no mesmo músculo).

A inibição recorrente pode deprimir as UMs ativas do músculo trapézio no recrutamento de novas UMs, reduzindo a sensibilidade na taxa de disparo das UMs para aumentar a força produzida, sendo que este efeito pode ser maior nas UMs de baixo limiar (WESTGAARD & DE LUCA, 2001).

Estudos sobre a relação entre o controle neuromotor de porções do músculo reto do abdome

Poucos foram os estudos encontrados na literatura relatando o controle neuromotor do músculo reto do abdome (CARR, HARRISON & STEPHENS, 1994; MYRIKNAS, BEITH & HARRISON, 2000).

O estudo de CARR, HARRISON e STEPHENS (1994), utilizou a estimulação magnética no córtex motor dominante para adquirir o sinal EMG do músculo reto do abdome em ambos os ventres (direito e esquerdo). Baseado nos resultados apresentados no estudo, concluiu-se que a análise de correlação cruzada revelava a presença de um CD para o conjunto de neurônios, em ambos os ventres musculares. Deste modo, o estudo sugere a presença de um comando único para

músculos homólogos, sendo que as latências e tamanho das respostas ipsilaterais e contra-laterais, não apresentaram diferenças significantes.

O estudo de MYRIKNAS, BEITH e HARRISON (2000), apóia os relatos do estudo citado acima, pois investiga aplicação de estímulos mecânicos e vibratórios no músculo reto do abdome, sendo o sinal EMG, adquirido por eletrodos colocados bilateralmente.

A atividade reflexa foi adquirida em ambos os lados do músculo, após o estímulo mecânico, embora a latência seja diferente para o lado ipsilateral e contra-lateral. Os estímulos vibratórios produziram certa redução na amplitude de respostas reflexas rápidas, com aumento na amplitude para respostas tardias. Deste modo, conclui-se que os fusos musculares (aferentes) para o reto do abdome, monossinapticamente ativam motoneurônios contra-lateralmente.

Com base nos estudos citados, o presente experimento teve como objetivo, investigar o controle neuromotor das diferentes porções do músculo reto do abdome, em diferentes tarefas de baixa intensidade.

6.1 Materiais e Métodos

Amostra

A amostra foi composta por 11 adultos jovens saudáveis, nove do sexo masculino e dois do sexo feminino, com faixa etária 24 ± 3 anos, estatura 172 ± 9 cm, massa 71 ± 13 kg e valor de dobra cutânea na região umbilical de 12 ± 6 mm. Os sujeitos foram selecionados por serem considerados fisicamente aptos, por possuírem experiência em atividades específicas para os músculos abdominais e por não apresentarem quaisquer lesões na musculatura estudada, nem desordens neurológicas periféricas ou centrais. Para tal seleção foi realizado um questionamento oral, com os sujeitos, antes de cada coleta.

Como critérios de inclusão da amostra, foram definidos a quantidade de gordura subcutânea (abaixo de 20 mm) e a frequência semanal em atividades abdominais (mínimo 2x semana).

Os sujeitos tomaram conhecimento dos procedimentos experimentais e consentiram a sua participação no experimento através de um termo de consentimento livre e esclarecido, aprovado pelo Comitê de Ética da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

Tarefas

Primeiramente, foi realizada a aquisição da contração voluntária máxima isométrica (CVMI), para posterior normalização do sinal EMG.

Deste modo, partindo da posição inicial em decúbito dorsal com os membros inferiores estendidos e os braços ao longo do corpo, os sujeitos foram instruídos a realizarem a força máxima isométrica de flexão de tronco e elevação de pernas, contra uma resistência externa (avaliador) em seu tronco e membros inferiores. A angulação de tronco e pernas, utilizada para a CVMI, foi a mesma que a das tarefas. Os sinais EMGs foram adquiridos por um período de 5 segundos, e um período de descanso foi cedido aos sujeitos antes do início das tarefas.

Então, após um período de descanso, os sujeitos foram instruídos a realizar duas tarefas distintas para este experimento. Tarefas estas, realizadas em regime de contração isométrica de baixa intensidade, durante um período de aquisição de 10 segundos. A posição adotada durante as tarefas foi em decúbito dorsal, com os membros inferiores estendidos e os braços ao longo do corpo, próximos ao tronco.

A primeira tarefa exigia que o sujeito elevasse e mantivesse o tronco fletido a aproximadamente 15 graus e, a segunda, exigia a elevação e manutenção dos membros inferiores realizando flexão de quadril a 15 graus, como mostra a FIGURA 24. Cada tarefa foi realizada uma única vez, e sua ordem definida de forma que a tarefa inicial fosse alternada para cada sujeito, evitando assim provável influência da mesma nos resultados. Foram fornecidos cinco minutos de repouso entre tarefas.



FIGURA 24 - Tarefas (flexão de tronco e elevação de pernas, respectivamente).

Procedimentos Experimentais

Inicialmente, informações antropométricas foram obtidas (massa e estatura), assim como a dobra cutânea da região abdominal. A espessura na região abdominal foi avaliada por um adipômetro (Sanny, AMB), onde foi mensurada a dobra cutânea da região inferior do músculo reto do abdome. O ponto de avaliação foi definido na direção da porção inferior do músculo reto do abdome ao lado da cicatriz umbilical, distanciadas a 2 cm da linha alba no ventre direito dos sujeitos.

Durante o experimento, foi utilizado o equipamento de eletromiografia de superfície da marca Nihon MEB 4200 (Nihon-Kohden).

O eletrodo monopolar de referência (com 3 cm de diâmetro), associado a um gel condutor, foi colocado na proeminência óssea da clavícula. Pares de eletrodos de barras paralelas com três contatos, com distância de 5 mm entre contatos (FIGURA 25), foram utilizados para a aquisição do sinal eletromiográfico. Cada contato (barra) do eletrodo media 1 cm de largura com diâmetro do fio de 0,9 mm. Tais eletrodos foram colocados no sentido das fibras musculares do músculo reto do abdome, dispostos na porção superior (segunda porção abaixo do processo xifóide) e outro, na porção inferior (abaixo da cicatriz umbilical), ambos na região central do ventre muscular direito.



FIGURA 25 - Eletrodo de barras.

Para o experimento, os sujeitos permaneceram em decúbito dorsal e a região do músculo reto do abdome foi preparada para a colocação dos eletrodos superficiais. Os pêlos foram removidos na região de colocação dos eletrodos, e leve abrasão da pele e limpeza com o creme Nuprep (D.O. Weaver & Co, Aurora/USA) foi realizada para remoção das células mortas e redução da impedância da pele.

A realização do experimento foi feita dentro da gaiola de Faraday, que impede a entrada de perturbações produzidas por campos elétricos e/ou eletromagnéticos externos. A frequência de amostragem utilizada neste experimento foi de 2 KHz e a banda de filtro de 50 – 500 Hz. Os dados coletados foram armazenados para posterior processamento.

O experimento foi realizado no Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB) e supervisionado pelo Prof. Dr. André Fabio Kohn.

Análise dos Dados

Os dados foram processados em ambiente de programação MatLab 6.5 (Math Works, Inc.). Para este estudo, apenas dois dos quatro canais do sinal EMG foram utilizados, sendo estes escolhidos em função de sua relação sinal/ruído e similaridade. Os sinais foram filtrados com um passa-banda Butterworth de quarta ordem com frequências de corte em 50-500 Hz. Para o tratamento do sinal EMG, foi utilizado o *root-mean square* (RMS) com uma janela móvel de 500 ms. Então, os sinais foram normalizados pelo valor máximo da contração voluntária máxima isométrica (CVMI), que passou pelo mesmo tratamento que o sinal EMG das

ações. Foi definido o intervalo do sinal EMG caracterizado pela ação estável isométrica para a análise da razão e covariância cruzada (FIGURA 26).

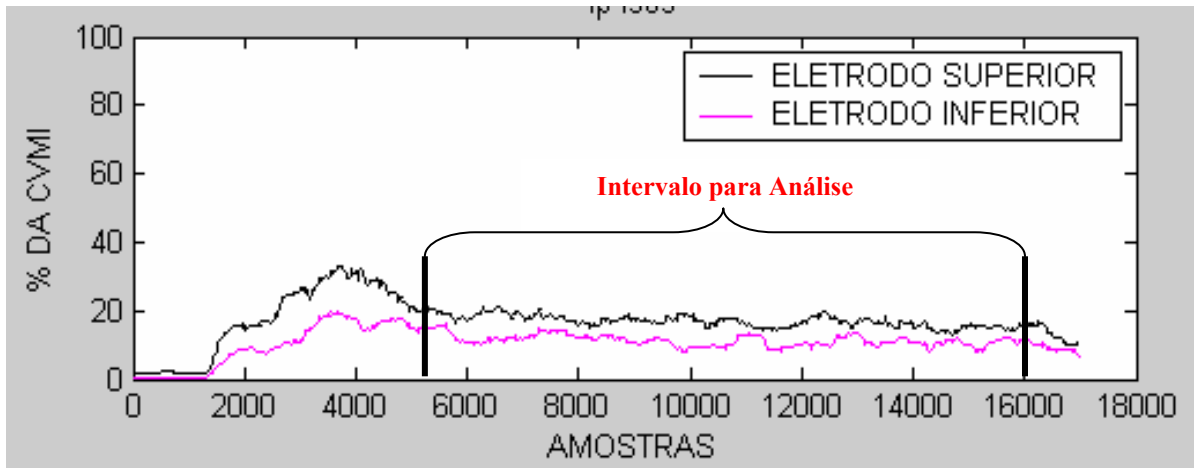


FIGURA 26 - Gráfico representativo do intervalo definido para análise.

A razão foi calculada dividindo o valor médio do RMS dos sinais EMG da região superior pela inferior, para a tarefa de flexão do tronco e a tarefa de elevação de pernas (flexão de quadril). Os valores da razão de cada sujeito, para cada tarefa, foram comparados por um teste “*t*” de Student para amostras dependentes (pareado).

Para verificar a relação entre os sinais EMG em cada tarefa, foi utilizada a ferramenta de covariância cruzada (função `xcov`, MatLab 6.5). Os sinais do EMG usados para o cálculo da covariância cruzada foram normalizados de tal forma que para os sinais linearmente relacionados, o valor absoluto do pico extremo da covariância é igual a um. O valor máximo para a função de covariância cruzada foi calculado para um atraso de até 200 ms. Os valores da covariância cruzada de cada sujeito, para cada tarefa, foram comparados por um teste “*t*” de Student para amostras dependentes (pareado).

O software utilizado para o tratamento estatístico foi o SPSS 10.0 (SPSS Inc.), mantendo um nível de significância (α) menor que 0,05.

6.2 Resultados

Primeiramente, foi realizada uma análise descritiva dos resultados e testes para verificar a normalidade das variáveis (Shapiro-Wilk). As variáveis relacionadas para a análise da razão e valores máximos de covariância cruzada apresentaram padrão normal, possibilitando posterior análise estatística paramétrica.

6.2.1 Análise das Razões

Para a análise das razões, os valores de tendência central e dispersão foram calculados. Para a razão, na tarefa de elevação do tronco, os valores da média e desvio padrão foram $1,25 \pm 0,68$, e para a tarefa de elevação de pernas foram $0,71 \pm 0,15$. Na análise da comparação entre as razões nas diferentes tarefas, houve diferença significativa (teste-t pareado, $t(10)=2,71, p=0,022$) (FIGURA 27).

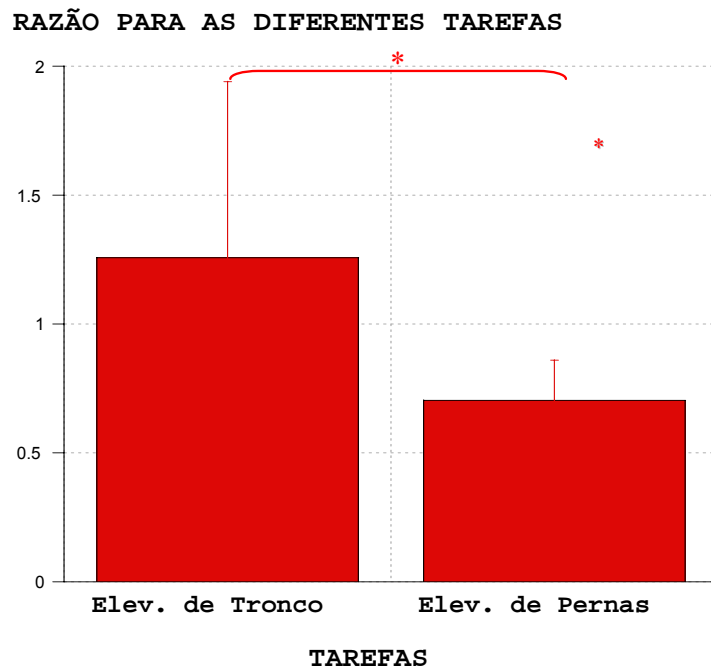


FIGURA 27 – Média e desvio padrão das razões para as tarefas.

6.2.2 Análise de Covariância Cruzada

Para todos os sujeitos e em todas as tarefas, os valores máximos da covariância cruzada foram obtidos no atraso zero. Para os valores da covariância cruzada, na tarefa de elevação do tronco, os valores da média e desvio padrão foram $0,63 \pm 0,23$, e para a tarefa de elevação de pernas $0,39 \pm 0,39$. Na análise da comparação entre os valores máximos nas diferentes tarefas, não houve diferença significativa (teste-t pareado, $t(10)=1,70, p=0,121$).

Os gráficos da FIGURA 28 representam os valores da mediana do valores da covariância cruzada com atraso zero, dos 11 sujeitos para cada tarefa.

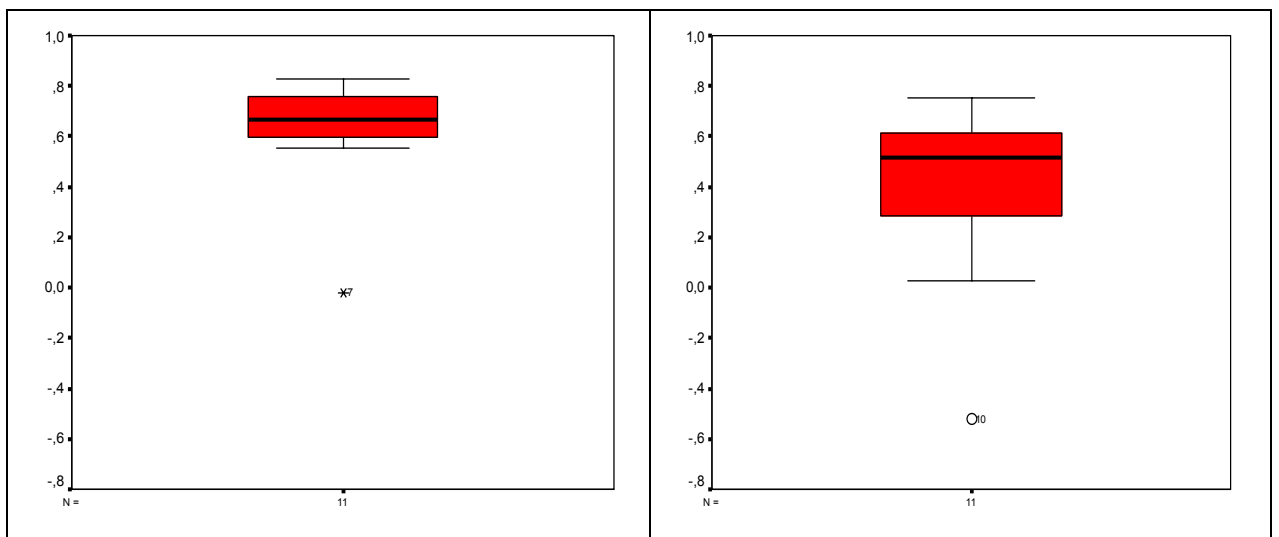


FIGURA 28 - Boxplot representando os valores máximos da covariância cruzada em atraso zero, nas tarefas de flexão de tronco e elevação de pernas, respectivamente.

6.3 Discussão

O objetivo deste experimento foi investigar como as diversas porções musculares do reto do abdome são ativadas em tarefas isométricas distintas de baixa intensidade. Assim, buscando observar as diferentes formas de controle motor associadas a esta estrutura.

O estudo de PRADHAN e TALY (1989) realizou a estimulação elétrica dos nervos intercostais e quantificou a ativação elétrica das diferentes porções do lado direito do músculo reto abdominal. Esse estudo apresenta informações quanto ao melhor local de captação do sinal elétrico muscular, mas mostra que, para este tipo de estimulação elétrica (não fisiológica), a ativação muscular também ocorre nas outras porções do mesmo ventre, gerando sinais elétricos de menor amplitude.

Desta forma, a análise deste grupo muscular seria impossibilitada caso a coleta do sinal EMG das porções musculares fossem muito próximas, pois como mostra SAKAMOTO, AKITA e SATO (1996), diversos nervos intercostais inervam o músculo reto do abdome e alguns possuem ramificações colaterais que suprem porções musculares adjacentes. Este foi o motivo principal para a escolha de porções distantes para o estudo, pois entende-se que porções próximas poderiam receber a mesma entrada, possivelmente advindo do mesmo nervo, inviabilizando a verificação do CD através da técnica de covariância cruzada.

No artigo de DE LUCA e ERIM (1994), os autores fazem uma abordagem inicial interessante para caracterizar o efeito do CD. Eles citam que todos os neurônios de um conjunto recebem similar entrada ao mesmo tempo e que as informações consideradas não comuns a todos os conjuntos de motoneurônios são chamadas de ruído. Deste modo, no artigo de DE LUCA e ERIM (2002) o conceito de CD refere-se essencialmente a atrasos zero nos sinais observados.

Qualquer diferença apresentada entre os padrões de ativação, é relacionada à organização da arquitetura do conjunto com respeito às entradas centrais e periféricas ao longo das características intrínsecas dos motoneurônios. Quando se trata de comandos de origem periférica, dois possíveis mecanismos podem ser considerados, isto é, ação dos fusos musculares (excitação dos aferentes Ia) e a inibição recorrente (Renshaw), devida a ação dos colaterais dos axônios dos motoneurônios alfa. Estes mecanismos relacionados aos arranjos das fibras aferentes, pode ter como objetivo gerar um comportamento coeso dos conjuntos de motoneurônios. Entretanto, acredita-se que para atividades isométricas as contribuições dos fusos musculares sejam mínimas, diminuindo tal ação para o CD (DE LUCA & ERIM, 2002).

Com relação à inibição recorrente, estudos relatados por DE LUCA e ERIM (2002), apresentam sua influência, mas citam que são componentes dispensáveis ao CD, associado ao controle de um dado músculo. O estudo de DE LUCA e ERIM (2002) mostra que a correlação das freqüências de disparo entre músculos são menores que dentro do mesmo músculo. Portanto, quando se trata do músculo reto do abdome, em virtude de suas porções parcialmente ou totalmente segmentadas, pode-se questionar como o SNC interpreta tal estrutura (músculo único ou diversos pequenos músculos sinérgicos em série).

Estudos do CD para os músculos do tronco foram abordados por poucos autores, sendo que esses artigos enfocam o controle dos ventres, e não das diversas porções para o mesmo ventre.

Para o músculo reto do abdome, o estudo de CARR, HARRISON e STEPHENS (1994) mostrou que através de estimulação magnética do córtex dominante, as respostas motoras foram iguais em ambos os ventres. E para tarefas voluntárias de baixa intensidade, foi observado através de técnica de correlação cruzada, um CD para ambos os lados. A hipótese levantada pelos autores sugere que as fibras corticoespinhais promovem este CD para o conjunto de motoneurônios do lado esquerdo e direito. Este padrão sugere que o córtex motor gera fortes projeções corticoespinhais bilaterais para músculos que atuam simetricamente.

Fortalecendo a idéia do controle para ambos os lados, o estudo de MYRIKNAS, BEITH e HARRISON (2000) mostra a influência do controle medular, apresentando uma circuitaria espinhal reflexa para o músculo reto do abdome, investigando a aplicação mecânica de “pancadas” (*tap*) e vibrações na estrutura. Foram feitas aquisições do sinal EMG em ambos os ventres. O estudo mostra que as “pancadas” no músculo geram reflexos de estiramento locais em ambos os ventres (ipsilateral e contralateral), mostrando respostas de curta e longa latência. As respostas de curta latência são, provavelmente, em função dos fusos musculares e circuitarias monossinápticas onde o atraso é pequeno (2 ms). Entretanto, os aumentos nas respostas de longa latência, ocorrem com estímulos vibratórios, sugerindo caminhos polissinápticos.

Quando se trata da contribuição do CD entre porções do músculo reto do abdome, nenhum estudo foi encontrado, mas os dados deste experimento

corroboram as informações dos estudos de DE LUCA e ERIM (2002), pois encontram-se altos valores de covariância cruzada com atraso zero, supondo que estes achados estejam relacionados ao CD.

Por outro lado, as diferenças na razão entre as tarefas para as diferentes porções musculares, mostra um certo ganho⁴ associado a ativação comum em ambas as porções. Interessantemente, a alternância da tarefa gera um efeito mecânico diferente na ação dos músculos solicitados, provocando diferentes ganhos para cada porção muscular. Pode-se questionar se alterações nas variáveis mecânicas musculares, como torque, que influenciam transdutores aferentes efetuam correções em nível medular ou, se as mesmas alcançam centros superiores gerando um sinal de correção descendente.

Possivelmente, a grande controvérsia quanto à ativação seletiva das porções do músculo reto do abdome se dá em função da grande correlação (CD) encontrada no presente experimento. Deste modo, entende-se que a grande quantidade de estudos realizados para esta estrutura desconsidera a entrada central, generalizando os resultados apenas por relatos do RMS. O ganho associado ao CD possivelmente está relacionado ao tipo de tarefa e a forma de contração, dificultando análises comparativas, entretanto não se pode descartar que estes dois fatores estão intimamente associados (CD mais ganho), e este sim, parece ser o motivo de divergência nos estudos.

Por fim, seria de extrema relevância considerar o grau de controle muscular em função do treinamento. Deste modo, comparar o efeito e correlação entre porções musculares em indivíduos sedentários e treinados, avaliando o nível de CD e as relativas alterações nos ganhos em função do treinamento físico especializado.

⁴ Ganho – ativação independente da UM.

7 INVESTIGAÇÃO DO COMPORTAMENTO NEUROMOTOR DO MÚSCULO RETO DO ABDOME SOB CONDIÇÃO DE FADIGA EM DIFERENTES TAREFAS

Como conceito geral, ENOKA e STUART (1992) definiram fadiga como uma diminuição aguda na performance que inclui um aumento na percepção do esforço necessário para exercer uma determinada força, e uma eventual inabilidade de produzir esta força. Dentre os possíveis eventos que prejudicam ou alteram o desempenho, a fadiga no sistema nervoso central acarreta redução da quantidade de unidades motoras ativas envolvidas na atividade, ou em redução de sua taxa de disparo.

A fadiga periférica (neuromuscular) é definida como uma série de eventos agudos que prejudicam o desempenho (ENOKA, 2000). De forma genérica, define-se fadiga neuromuscular como a incapacidade da manutenção de potência, ou força, durante contrações musculares repetidas (POWERS, 2000), ou a redução da capacidade máxima de geração de força, mensurada preferivelmente em contração voluntária máxima ou em estimulação elétrica (GANDEVIA, 1992). SAHLIN (1992) definiu fadiga periférica como falência da manutenção da força requerida ou esperada, levando a redução da performance de uma dada tarefa. Esta falência pode ocorrer em diferentes sítios, possuindo caráter neural, mecânico ou metabólico (POWERS, 2000).

A fadiga neuromuscular decorrente de fatores **neurais** pode estar associada à falhas na junção neuromuscular, no sarcolema, nos túbulos transversos e no retículo sarcoplasmático (absorção e recaptção de cálcio) (POWERS, 2000; PSEK & CAFARELLI, 1993). Fatores **mecânicos** podem alterar o comprometimento do fluxo sanguíneo local (oclusão dos vasos) ou a ciclagem das pontes cruzadas. O comprometimento do fluxo sanguíneo para a ativação muscular, foi um dos primeiros mecanismos identificados que poderiam contribuir para a fadiga neuromuscular. O fluxo sanguíneo local, associado à atividade motora, auxilia na demanda de substrato, remoção de metabólitos e dissipação de calor. Quando um músculo está ativo, há um aumento na pressão intramuscular que comprime os vasos sanguíneos

ocluidendo, de forma parcial ou total, o fluxo sanguíneo local (ENOKA, 2000; GANDEVIA, 1992). Quanto à ação das pontes cruzadas, esta depende de fatores como: arranjo funcional da actina e da miosina; disponibilidade de cálcio, que ligado a troponina, permite que a ponte cruzada se ligue ao sítio ativo da actina e à quantidade de adenosina trifosfato, ATP (POWERS, 2000). Fatores **metabólicos** influenciam a fadiga neuromuscular principalmente quanto ao suprimento energético, sendo caracterizado por um desequilíbrio entre a demanda muscular e a sua capacidade de geração de ATP.

ENOKA (2000) propôs que os estudos sobre fadiga apresentam quatro hipóteses que promovem considerável base para o entendimento dos processos de fadiga. Estas hipóteses são: dependência da tarefa, relação força-fadigabilidade, “sabedoria muscular” e percepção do esforço. A seguir cada hipótese será apresentada:

A **dependência da tarefa** é um conceito no qual mecanismos específicos que causam a fadiga, em uma dada condição, são determinados por detalhes na performance da tarefa realizada por um indivíduo. Estes mecanismos podem incluir um comando do sistema nervoso central para os motoneurônios, assim como a soma dos fatores mecânicos, neurais e metabólicos (POWERS, 2000). Variáveis da tarefa que podem influenciar predominantemente tais mecanismos incluem: motivação, intensidade, duração e tipo de contração utilizada (dinâmica ou isométrica). Portanto, o conceito de dependência da tarefa no aumento da fadiga neuromuscular, depende da associação de diversos mecanismos (torque, velocidade de contração, duração e intensidade) que atuam de forma integrada, e variam em função da condição (tarefa).

A **relação força-fadigabilidade** mostra que quanto maior a força exercida por um músculo ou unidade motora para uma dada tarefa, maior será seu estado de fadiga. Isto sugere que os mecanismos subjacentes à fadiga, aumentam com o nível de força exercido. Desta forma, a característica principal desta relação parece ser dependente da força absoluta exercida durante a tarefa.

O conceito de **sabedoria muscular** refere-se às adaptações associadas às atividades isométricas em função do concorrente declínio na força, na taxa de relaxamento e na taxa de disparo das unidades motoras. A significância funcional da

sabedoria muscular baseia-se na otimização da força e garantia de uma ativação econômica do músculo fadigado pelo sistema nervoso central (ENOKA & STUART, 1992; GARLAND & GOSSEN, 2002; GARLAND, GRIFFIN & IVANOVA, 1997; MARSDEN, MEADOWS & MERTON, 1983). Em princípio, a sabedoria muscular associa alterações na taxa de disparo das unidades motoras, com ativações sustentadas que podem ser mediadas por alguma combinação de *feedback* aferente de fontes periféricas, adaptação na taxa de disparo de interneurônios e motoneurônios, e de mudanças nos comandos descendentes dos centros supra-segmentares. Portanto, ENOKA e STUART (1992) sugeriram que durante a fadiga, a taxa de disparo dos motoneurônios possa ser regulada por um reflexo periférico, originando uma resposta às alterações induzidas pela fadiga dentro do músculo. Embora as evidências levem ao pensamento de que a diminuição da taxa de disparo das unidades motoras sejam decorrentes de mecanismos reflexos periféricos, isto não elimina o papel de certo declínio do comando central (ENOKA & STUART, 1992).

A **percepção do esforço** associada à tarefa, representa um importante componente da fadiga sendo derivada de comandos motores gerados centralmente que elevam as descargas corolárias⁵ (ENOKA & STUART, 1992).

Características do sinal eletromiográfico sob condição de fadiga

A falência da manutenção da força requerida ou esperada, definida como fadiga neuromuscular, é acompanhada por alterações na atividade elétrica muscular (DIMITROVA & DIMITROV, 2003). A complexidade do sistema neuromuscular torna difícil a avaliação de todos os mecanismos que ocorrem durante a fadiga. Embora a fadiga neuromuscular possa requerer a utilização de várias ferramentas, tanto fisiológicas quanto cinesiológicas, diversas técnicas eletromiográficas podem ser utilizadas para avaliar alterações no processo de fadiga de partes funcionais do sistema neuromuscular (DE LUCA, 1997; VIITASALO & KOMI, 1977).

⁵ Descargas corolárias são definidas como ações internas de comandos motores e possivelmente do processamento neuronal de níveis superiores associados à formulação de tais comandos.

A eletromiografia superficial é uma ferramenta potencialmente atrativa para mensurações não-invasivas do desenvolvimento da ativação muscular e o seu respectivo grau de fadiga. Seu uso deve ser restrito, devido às grandes diferenças nos componentes de amplitude e frequência do sinal EMG com relação à colocação do eletrodo, espessura da camada de tecido adiposo e temperatura muscular. Devido a estes fatores, espera-se grande variabilidade intra e inter-sujeitos (PETROFSKY, GLASER, PHILLIPS, LIND & WILLIAMS, 1982).

Para determinar a fadiga instalada no sistema neuromuscular, é comumente utilizado um índice para avaliar as alterações espectrais (frequências) em função do comportamento dos componentes do sinal EMG, detectado durante as contrações sustentadas (DE LUCA, 1997). Este índice (variável espectral) pode ser utilizado para descrever a *performance* individual de músculos específicos (FIGURA 29). As modificações espectrais podem ser monitoradas e quantificadas segundo alguns indicadores do espectro de frequências, tais como mediana, média e moda. Segundo DE LUCA (1997), as frequências medianas são preferidas, pois são menos sensíveis ao ruído e ao alisamento do sinal e na maioria dos casos, são sensíveis aos processos biomecânicos e fisiológicos que ocorrem durante contrações sustentadas. Associada às variáveis espectrais (frequência média e frequência mediana) a amplitude do sinal EMG determinada pela ferramenta *root-mean square* (RMS), também tem seu papel na determinação da fadiga neuromuscular. Em condições isométricas, o aumento da amplitude (RMS) e a diminuição das frequências medianas são indicadores para o desenvolvimento da fadiga neuromuscular (ROY, 2003).

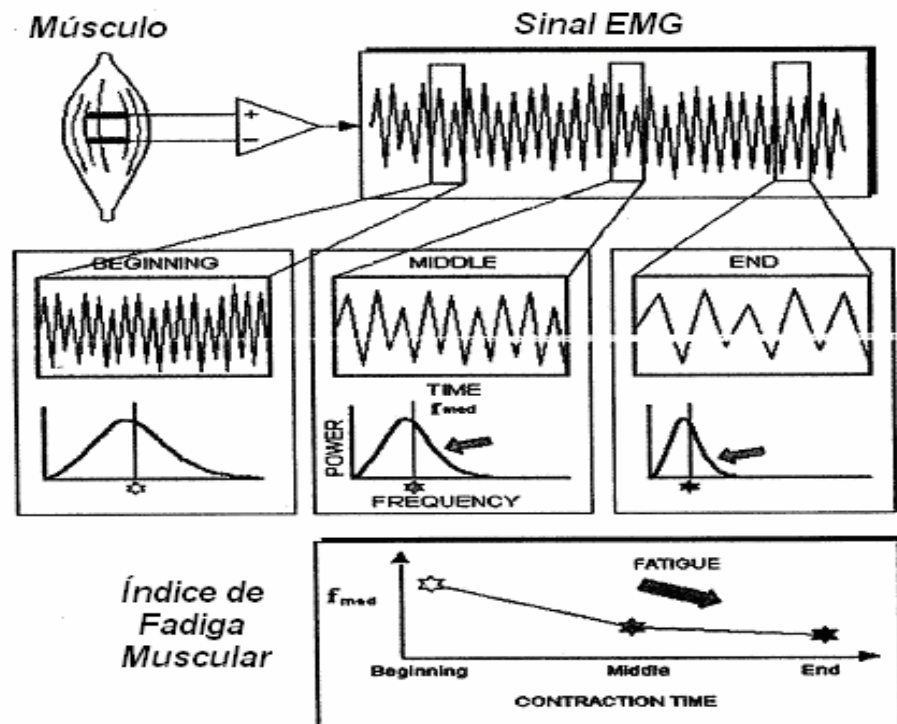


FIGURA 29 - Diagrama das alterações espectrais que ocorrem com o sinal EMG durante contrações sustentadas. O índice de fadiga muscular é representado pela freqüência mediana do espectro. Adaptado de DE LUCA (1997).

Baseado nas informações sobre as alterações eletromiográficas em condições de fadiga levantadas no estudo de DE LUCA (1997), pode-se definir uma forma de avaliar a influência das diferentes tarefas motoras na ativação das porções musculares do músculo reto do abdome. A hipótese definida baseia-se no pressuposto de que, caso a ativação das diferentes porções seja determinada pela tarefa motora, a fadiga neuromuscular de cada porção apresentará respostas eletromiográficas particulares, demonstrando, de certa forma, a possibilidade de ativação seletiva.

Portanto, este experimento teve como objetivo investigar o comportamento eletromiográfico das porções do músculo reto do abdome em condição de fadiga neuromuscular para diferentes tarefas.

7.1 Materiais e Métodos

Amostra

A amostra foi composta por 11 adultos jovens saudáveis, do sexo masculino, com faixa etária 26 ± 8 anos, estatura 172 ± 8 cm, massa 71 ± 9 kg e valor de dobra cutânea na região umbilical de 11 ± 5 mm. Os sujeitos foram selecionados por serem considerados fisicamente aptos, por possuírem experiência em atividades específicas para os músculos abdominais e por não apresentarem quaisquer lesões na musculatura estudada, nem desordens neurológicas periféricas ou centrais. Para tal seleção foi realizado um questionamento oral, com os sujeitos, antes de cada coleta.

Como critérios de inclusão da amostra, foram definidas a quantidade de gordura subcutânea (abaixo de 20 mm) e a frequência semanal em atividades abdominais (mínimo 2x semana).

Os sujeitos tomaram conhecimento dos procedimentos experimentais e consentiram a sua participação no experimento através de um termo de consentimento livre e esclarecido, aprovado pelo Comitê de Ética da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

Tarefas

Inicialmente, os sujeitos foram posicionados em decúbito dorsal, em uma plataforma. Esta propicia a manutenção das articulações em um ângulo inicial fixo de 30 graus de flexão de tronco e flexão de quadril (FIGURA 30). Os sujeitos foram orientados a manterem a coluna totalmente apoiada na plataforma, mantendo a região torácica e os membros inferiores (coxas) posicionados no encosto inclinado.

Após o posicionamento na plataforma, o sujeito recebeu instruções quanto às tarefas a serem realizadas, e um período de tempo foi cedido para a adequação às atividades propostas.

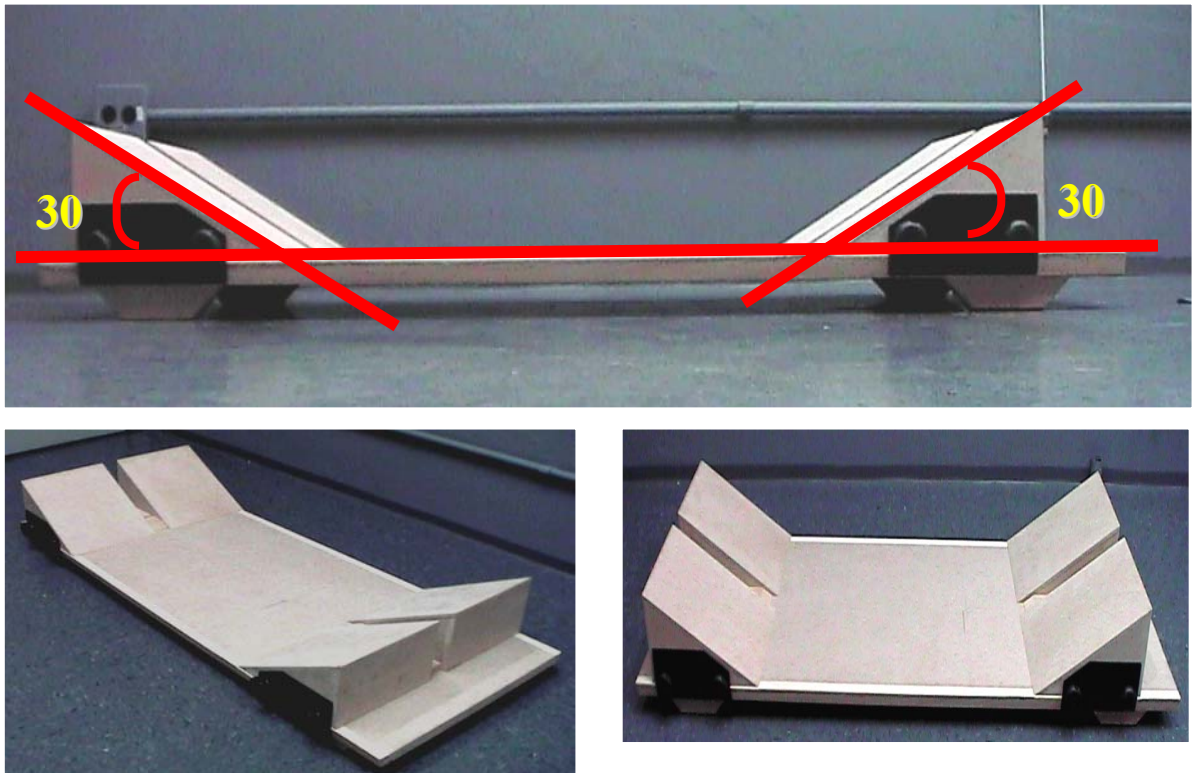


FIGURA 30 - Equipamento utilizado para a estabilização das articulações em um ângulo de 30 graus.

Após a familiarização com as tarefas, foi realizada a aquisição da contração voluntária máxima isométrica (CVMI), para posterior normalização do sinal EMG. Deste modo, partindo da posição inicial em decúbito dorsal com os membros inferiores estendidos e os braços cruzados na altura do peito, os sujeitos foram instruídos a realizarem a força máxima isométrica de flexão de tronco e flexão de quadril, contra uma resistência em seu tronco e membros inferiores. A angulação de tronco e pernas, utilizada para a CVMI, foi a mesma que a das tarefas. Os sinais EMG foram adquiridos por um período de 5 segundos, e um período de descanso foi cedido aos sujeitos antes do início das tarefas, tempo necessário também, para o ajuste da célula de carga ao tronco ou aos membros inferiores, dependendo da tarefa inicial (FIGURA 31).



FIGURA 31 - Fixação da célula de carga ao tronco (esquerda) ou membros inferiores (direita).

As tarefas propostas foram (FIGURA 32):

• *Curl-up*: consiste em flexionar o tronco em aproximadamente 30 graus, mantendo os joelhos semi-flexionados, os pés apoiados no chão e os braços cruzados na altura do peito. Durante esta tarefa o objetivo é flexionar o tronco mantendo os membros inferiores estáveis.

• *Leg-Raise*: a tarefa consiste em sustentar as pernas estendidas, mantendo a mesma posição da articulação do quadril semelhante a do exercício anterior. A posição do tronco e membros superiores permanece a mesma que na tarefa *curl-up*. Durante a mesma, o objetivo foi o de flexionar o quadril gerando uma anteversão da pelve, que necessita ser estabilizada pela musculatura do reto do abdome.



FIGURA 32 - Tarefas utilizadas no experimento (à esquerda: *Cur-Up*; à direita: *leg-raise*).

Após o ajuste da célula de carga ao sujeito, foi determinado o valor

máximo da força em um intervalo de 5 segundos, atingido com uma contração máxima na tarefa especificada. Portanto, após a definição dos valores de controle (força) para a tarefa, o sujeito realizava a tarefa em isometria, buscando manter o nível de força em 50% da força voluntária máxima (FVM), definido através da célula de carga e controlado por *feedback* fornecido através da tela do computador à sua frente (FIGURA 33). O período de contração mantida foi de aproximadamente 1 minuto, e durante as tarefas os sujeitos foram encorajados a resistirem à sobrecarga com o intuito de proporcionar certo nível de fadiga à musculatura do reto do abdome.

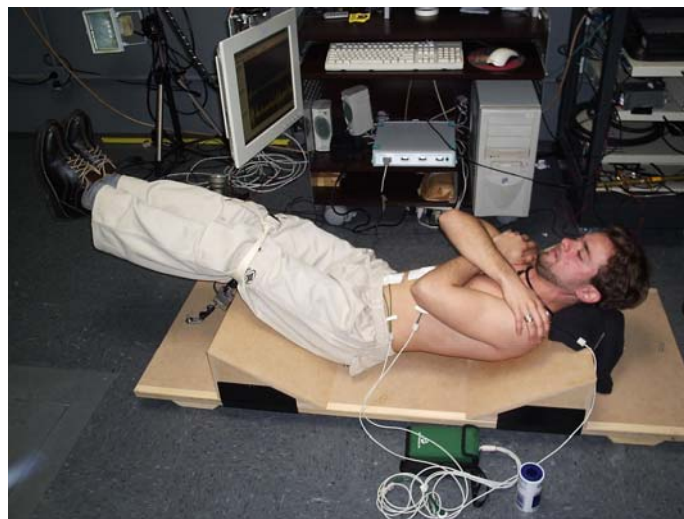


FIGURA 33 - Disposição do monitor para *feedback* da força.

Ao término da tarefa, 10 minutos foram cedidos ao sujeito para descanso e então o mesmo procedimento foi realizado para a segunda tarefa.

Para não haver influência da tarefa inicial sobre a final, os sujeitos foram divididos em dois grupos, em função da tarefa inicial: grupo *Curl-Up / Leg-Raise* e grupo *Leg-Raise / Curl-Up*.

Procedimentos Experimentais

Inicialmente, dados antropométricos foram obtidos (massa e estatura), assim como a dobra cutânea da região abdominal. A espessura da dobra cutânea na região inferior do músculo reto do abdome foi avaliada por um adipômetro (Sanny, AMB). O ponto de avaliação foi definido na direção da porção inferior do músculo reto

do abdome ao lado da cicatriz umbilical, distanciadas a 2 centímetros da linha alba no ventre direito dos sujeitos.

Durante este experimento, os sujeitos permaneceram em decúbito dorsal e o ventre direito do músculo reto do abdome foi preparado para a colocação dos eletrodos superficiais. Os pêlos foram removidos da região de colocação dos eletrodos, e leve abrasão foi realizada na pele e limpeza com o creme Nuprep (D.O. Weaver & Co, Aurora/USA), para remoção das células mortas e redução da impedância. Pares de eletrodos superficiais foram colocados sobre o músculo reto do abdome, dispostos na região da segunda e quarta porção do ventre direito dos sujeitos. Para este experimento, foram utilizados pares de eletrodos passivos de superfície, circulares, auto-adesivos (Noraxon Dual Electrodes) Ag/AgCl com 1cm de diâmetro, com espaçamento de 2 cm de centro a centro entre os eletrodos, associados a um gel condutor. Os eletrodos foram colocados na superfície da pele, seguindo a orientação das fibras musculares e posicionados no ventre muscular. O eletrodo monopolar de referência auto-adesivo (Kendal, Meditrace 200) Ag/AgCl com 1cm de diâmetro, associado a um gel condutor, foi colocado na proeminência óssea da clavícula.

Para a aquisição do sinal SEMG, foi utilizado o eletromiógrafo Telemetry (Noraxon USA, Scottsdale, AZ). Os sinais EMG foram adquiridos por um amplificador bidiferencial bipolar, com ganho de 1000 vezes, taxa de rejeição de modo comum de 80 dB, e um filtro analógico passa-banda de 20-400 Hz. O sinal analógico foi convertido por uma placa de aquisição de 12 bits (Computer Boards, Inc., modelo PCM – DAS16/330) a uma frequência de amostragem de 1024 Hz, sendo armazenado para posterior processamento.

Para a aquisição e conseqüente *feedback* dos valores de força realizada, foi utilizada uma célula de carga (Alfa Instrumentos Eletrônicos, Ltda) associada a um condicionador (EMG System do Brasil, Brazil) com ganho de 300 vezes.

Tanto os sinais EMG quanto os da célula de carga, foram adquiridos e armazenados pelo software *MyoResearch* (Noraxon MyoResearch, USA, Arizona). Esse software forneceu o *feedback* em tempo real, via tela de computador à frente do sujeito, as informações relativas ao nível de força requerido durante a tarefa.

Desta forma, os procedimentos podem ser resumidos da seguinte forma:

1. Esclarecimento e explicações ao sujeito, sobre o experimento;
2. Aquisição dos dados cadastrais e antropométricos;
3. Leitura e assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido;
4. Ajuste do sujeito à plataforma;
5. Familiarização com as tarefas;
6. Definição da seqüência das tarefas;
7. Preparação da pele e ajustes da SEMG;
8. Aquisição da CVMI;
9. Descanso;
10. Fixação da célula de carga;
11. Aquisição da força máxima em contração isométrica (FVM);
12. Ajuste do *feedback* em 50% da FVM;
13. Descanso;
14. Realização da tarefa;
15. Descanso;
16. Repetição dos procedimentos a partir do tópico 10, para a segunda tarefa.

Análise dos Dados

A análise dos dados foi realizada em ambiente MatLab 6.5 (Math Works, Inc). Após a aquisição dos dados dos sujeitos, os sinais EMG foram estudados com base em ferramentas para análise no domínio temporal e espectral. Para a análise temporal e espectral, os sinais EMG foram processados digitalmente por um filtro passa banda (20-400 Hz), Butterworth de quarta ordem e atraso de fase zero. Também foi excluído 1s das extremidades do sinal EMG.

* Análise Temporal

A análise do comportamento do sinal EMG em função do tempo foi quantificada pela ferramenta *root-mean square* (RMS) com uma janela móvel de 1s.

Então, as informações do RMS foram graficamente definidas em função do instante de aquisição, e uma reta foi ajustada ao sinal EMG tratado. Este ajuste de regressão linear foi realizado através do método dos mínimos quadrados.

Desta forma, a análise da tendência do sinal EMG em tarefas isométricas associadas à fadiga, foi feita através da inclinação da reta definida através do coeficiente angular, e utilizada como indicativo do comportamento da porção muscular em fadiga (FIGURA 34).

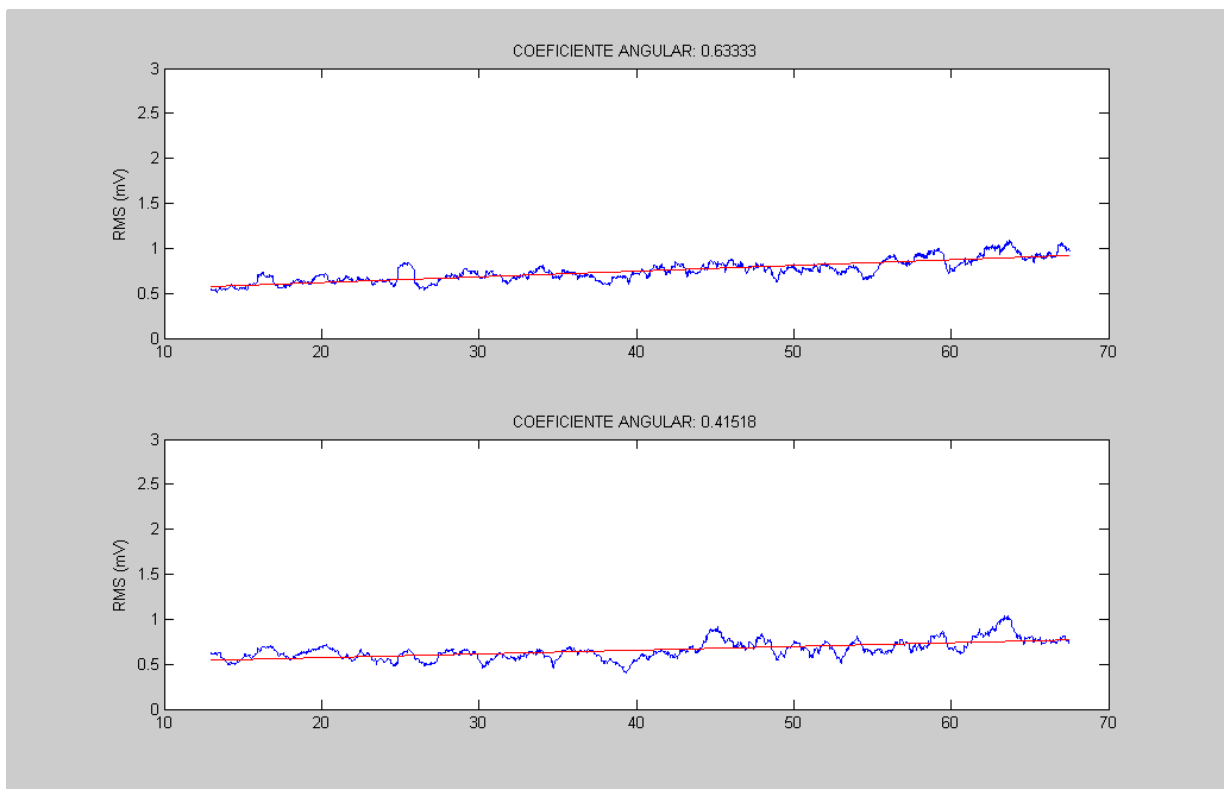


FIGURA 34 - Representação gráfica do RMS para as duas porções do reto do abdome e o ajuste da reta pelo método dos mínimos quadrados. Gráfico superior representa a porção superior e o gráfico inferior representa a porção inferior.

* Análise Espectral

A análise espectral do sinal EMG foi quantificada pela ferramenta Transformada Discreta de Fourier (DFT) com uma janela de 1s de duração (função *specgram*, MatLab 6.5). Para cada janela foi calculada a frequência mediana, e seu valor representado graficamente em função do instante da tarefa.

Desta forma, o comportamento das frequências medianas do sinal EMG, nas tarefas isométricas, foi representado por uma reta ajustada através do método dos mínimos quadrados. Então, a análise do comportamento das frequências do sinal EMG foi caracterizada pelo coeficiente angular da reta, para cada porção muscular estudada (FIGURA 35).

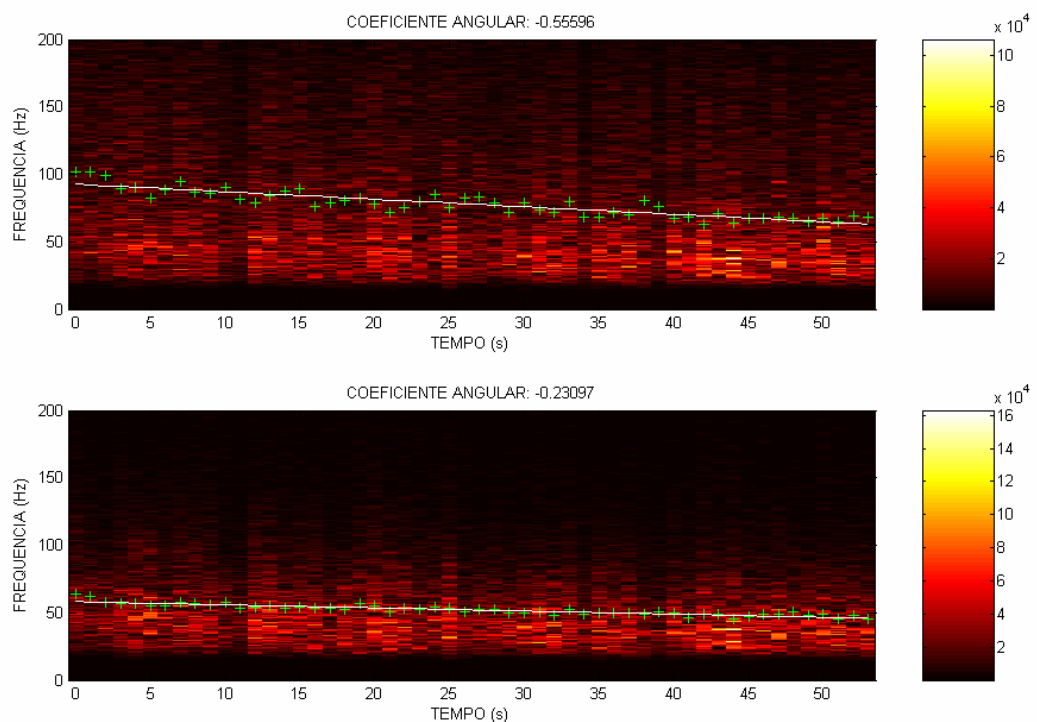


FIGURA 35 - Representação gráfica das frequências medianas para as duas porções do músculo reto do abdome e o ajuste da reta pelo método dos mínimos quadrados. Gráfico superior representa a porção superior e o gráfico inferior representa a porção inferior.

Análise Estatística

Foi utilizada a análise de variância (ANOVA 2x2 – tarefa x porção muscular) para medidas repetidas, tanto para os coeficientes angulares do RMS (análise temporal) quanto para os coeficientes angulares das frequências medianas (análise espectral).

Um nível de significância (α) menor que 0,05 foi utilizado para todos os testes estatísticos, que foram realizados utilizando o software SPSS 10.0.

7.2 Resultados

A manutenção e o controle da força durante o experimento, foram quantificados através de uma célula de carga e o percentual, definido como padrão, foi de 50% da FVM atingida na avaliação anterior. Os valores da média e desvio padrão para as contrações máximas na tarefa *Curl Up* foram 275 ± 118 Newtons, e para a tarefa *Leg Raise* foram 335 ± 44 Newtons.

Portanto, os valores médios utilizados para o *feedback* na indução de fadiga nos sujeitos foram 128 Newtons para a tarefa *Curl Up*, e 160 Newtons para a tarefa *Leg Raise*.

7.2.1 Análise Temporal

Primeiramente, foi realizada uma análise descritiva dos resultados e testes para verificar a normalidade das variáveis (Shapiro-Wilk). Aquelas relacionadas aos coeficientes angulares para cada porção muscular em cada tarefa, apresentaram padrão normal, possibilitando posterior análise estatística paramétrica.

Para a análise dos coeficientes angulares de cada porção em cada tarefa, foram calculados os valores de tendência central e dispersão.

Para os coeficientes angulares na tarefa *Curl Up*, os valores da média e desvio padrão foram $0,086 \pm 1,25$ (mV/s) para a porção superior, e $0,077 \pm 0,65$ (mV/s) para a porção inferior.

Para os coeficientes angulares na tarefa *Leg Raise*, os valores da média e desvio padrão foram $0,31 \pm 0,47$ (mV/s) para a porção superior, e $0,38 \pm 0,57$ (mV/s) para a porção inferior.

A FIGURA 36 apresenta os valores da mediana dos coeficientes angulares para cada tarefa e cada porção muscular estudada.

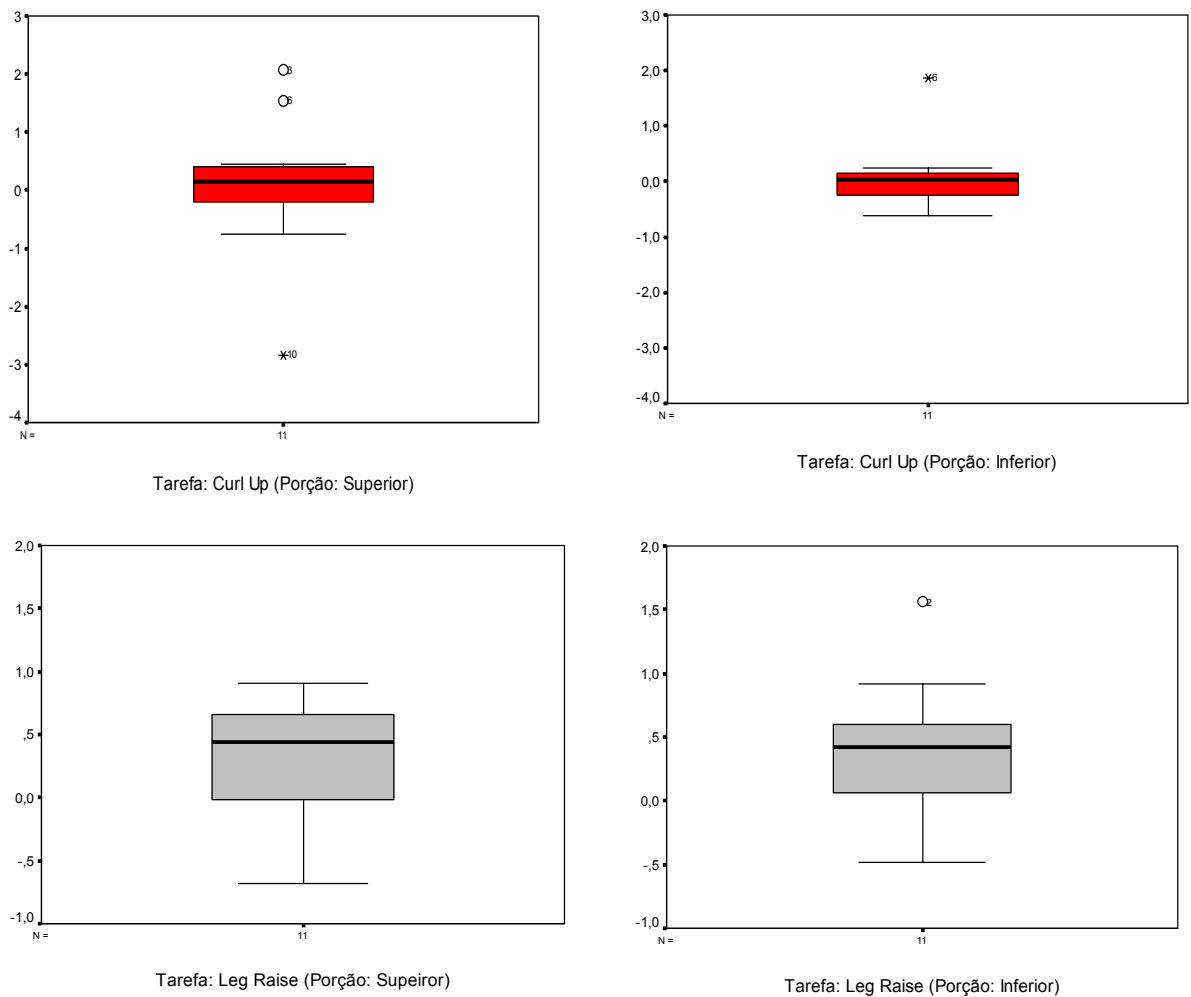


FIGURA 36 - Mediana dos coeficientes angulares para ambas as porções e as duas tarefas.

A análise de variância (ANOVA 2x2 – tarefa x porção muscular) para medidas repetidas dos coeficientes angulares foi realizada, sendo que não houve diferenças significativas (FIGURA 37).

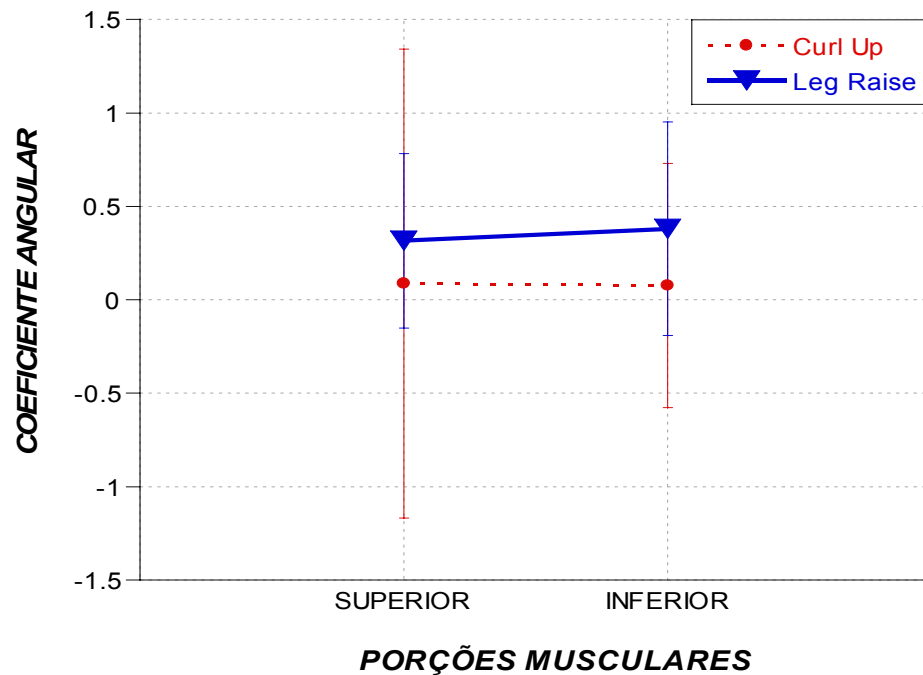


FIGURA 37 - Média e desvio padrão dos coeficientes angulares para as tarefas *Curl Up* e *Leg raise*, em ambas as porções musculares.

7.2.2 Análise Espectral

Primeiramente foi realizada uma análise descritiva dos resultados e testes, para verificar a normalidade das variáveis (Shapiro-Wilk). As variáveis relacionadas aos coeficientes angulares, para cada porção muscular em cada tarefa, apresentaram padrão normal, possibilitando posterior análise estatística paramétrica.

Para a análise dos coeficientes angulares de cada porção em cada tarefa, os valores de tendência central e dispersão foram calculados.

Para os coeficientes angulares na tarefa *Curl Up*, os valores da média e desvio padrão foram $-0,47 \pm 0,36$ (Hz/s) para a porção superior, e $-0,29 \pm 0,28$ (Hz/s) para a porção inferior.

Para os coeficientes angulares na tarefa *Leg Raise*, os valores da média e desvio padrão foram $-0,22 \pm 0,27$ (Hz/s) para a porção superior, e $-0,25 \pm 0,16$ (Hz/s) para a porção inferior.

A FIGURA 38 apresenta os valores da mediana dos coeficientes angulares para cada tarefa e cada porção muscular estudada.

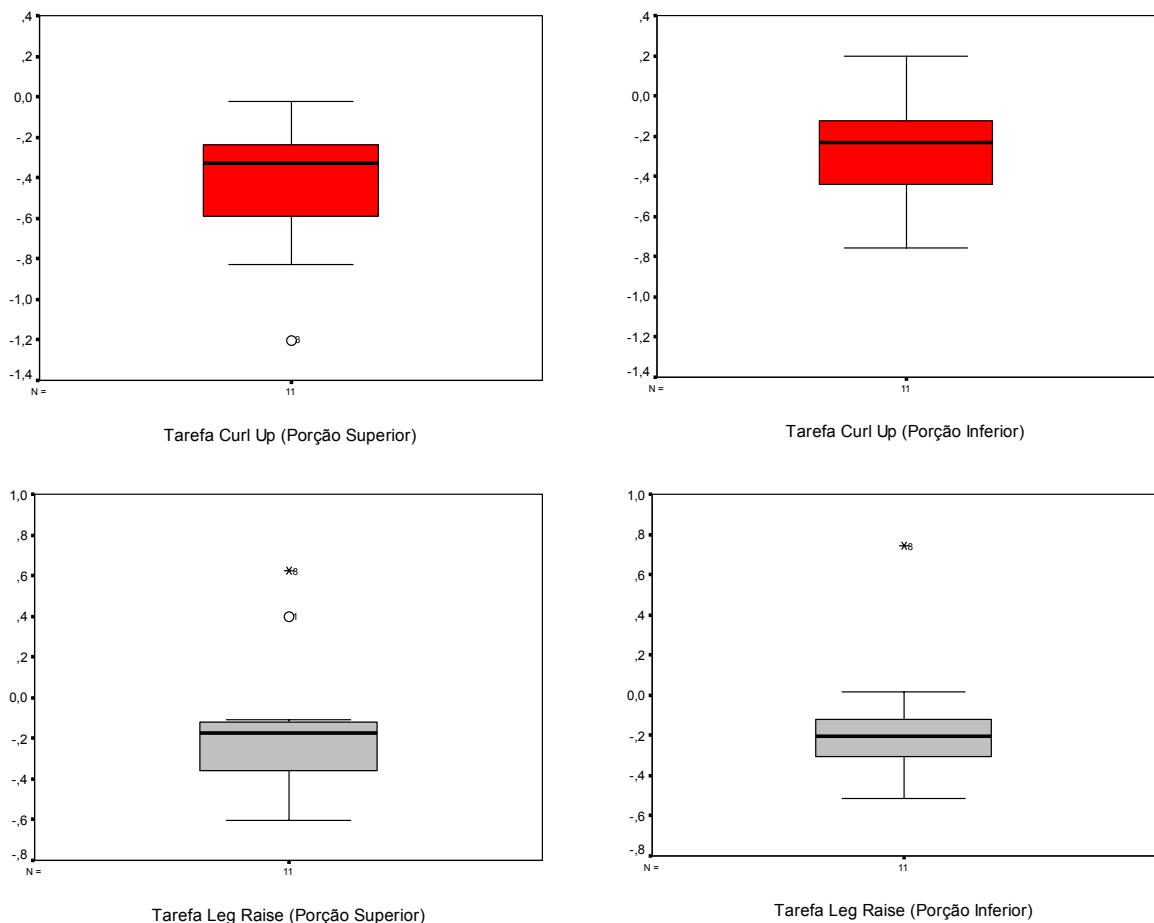


FIGURA 38 - Mediana dos coeficientes angulares para ambas as porções e as duas tarefas.

A análise de variância (ANOVA 2x2 – tarefa x porção muscular) para medidas repetidas dos coeficientes angulares foi realizada, apresentando interação entre tarefas e porções musculares ($F(1,9)=10,21$, $p=0,011$).

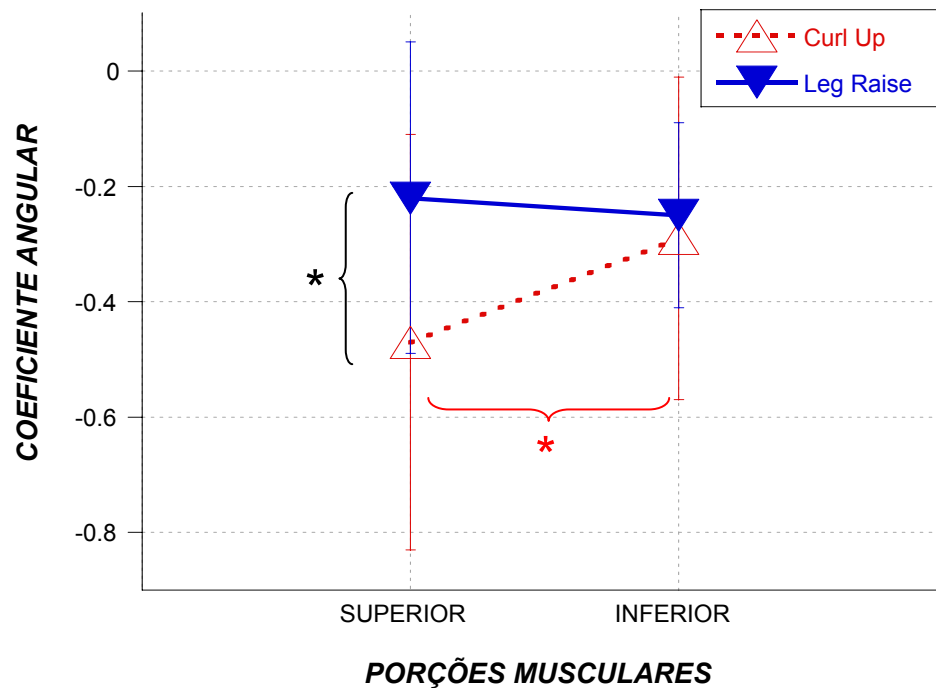


FIGURA 39 - Média e desvio padrão dos coeficientes angulares para as tarefas *Curl Up* e *Leg raise*, em ambas as porções musculares. (* $p < 0,05$).

7.3 Discussão

O presente experimento foi elaborado com o objetivo de investigar o comportamento neuromotor do músculo reto do abdome sob condição de fadiga em diferentes tarefas isométricas.

O controle da força em tarefas que induzem fadiga neuromuscular pode apresentar problemas, pois o monitoramento da força de cada porção muscular de cada ventre, durante qualquer tarefa se torna algo extremamente difícil. Deste modo, tal monitoramento se torna passível de erros, pois não se pode garantir que a mesma força esteja sendo gerada pelo mesmo músculo ao longo do tempo. Como para cada articulação, um grupo de músculos sinergistas está envolvido na geração do torque articular, a fadiga poderia alterar sua participação e modificar a contribuição de cada músculo ao longo do tempo. Este conceito deve ser considerado quando se trata,

principalmente, das estruturas do tronco, por atuarem de forma sinérgica nos movimentos avaliados neste experimento.

Quanto à análise temporal através do RMS para as porções musculares do reto do abdome, pode-se observar grande variabilidade no comportamento do sinal EMG. Por isto, não se pode definir um padrão para o comportamento dos sinais EMGs em fadiga, tornando difícil sua utilização como indicativo de fadiga neuromuscular. Diversos mecanismos podem contribuir para tal variação, como UMs recrutadas ou desrecrutadas, aumento ou diminuição da taxa de disparo das UMs, potencialização dos abalos ou mesmo sincronização.

Tal variação nos resultados do RMS em fadiga corrobora estudos anteriores como o de DIMITROVA e DIMITROV (2003), onde citam que o estudo da amplitude do sinal EMG não é uma ferramenta confiável para a detecção da fadiga neuromuscular.

Outro ponto importante a ser considerado é que o tamanho das porções musculares estudadas é diferente, possibilitando diferentes mecanismos neuromusculares para sua ativação. Sabe-se que em músculos pequenos, o recrutamento da maioria das UMs acontece em níveis de força menores que em grupos musculares maiores, e isto pode influenciar o comportamento do RMS nas tarefas avaliadas (ENOKA, 2000).

Considerando que as tarefas utilizaram 50% da força máxima, e que não se mensurou a força gerada em cada porção muscular, pode-se pensar que as porções musculares menores, possivelmente, tenham atingido níveis de força maiores e assim, o aumento do RMS em função do aumento no recrutamento das UMs ou taxa de disparo, torna-se improvável.

Portanto, com base nas informações referentes ao experimento proposto, fica difícil observar o comportamento das diferentes porções musculares em fadiga.

A análise espectral parece ser uma ferramenta sensível às alterações musculares, em função da fadiga neuromuscular, por apresentar um comportamento de frequências bem definido. Neste experimento, considerando que todos os indivíduos fadigaram em 1 minuto, o comportamento das frequências mostrou-se bem definido, embora o nível inicial tenha sido diferente para os indivíduos e entre

porções. Estas diferenças podem estar associadas ao nível de gordura subcutânea diferente entre porções e sujeitos, mesmo controlando esta variável (<20 mm de gordura na região do abdome). Isto mostra a grande influência da camada de gordura subcutânea atuando como filtro passa-baixa, suprimindo as altas frequências do sinal EMG.

Associando a utilidade de tal procedimento a este experimento, podem-se observar variações na ativação das diferentes porções musculares em função da tarefa, embora o comportamento das frequências para ambas as porções pareça estar correlacionado.

8 CONCLUSÕES GERAIS

Baseado nos experimentos apresentados neste estudo pode-se concluir que o músculo reto do abdome é uma estrutura extremamente complexa em sua arquitetura, sendo caracterizada por diversas porções musculares que se interconectam através de aponeuroses tendíneas, onde, possivelmente, poucas ou nenhuma fibra muscular atravessa seus ventres. Isto é devido a grande redução do ventre muscular na região das aponeuroses tendíneas, tornando improvável que o conteúdo de fibras musculares possa atravessar tal estrutura. Devido ao fator anatômico citado acima, entende-se que o controle das diversas porções necessita, por sua independência anatômica, de um aporte nervoso diferenciado para o controle motor e desta forma, pode-se constatar um grande aporte neural para esta estrutura, definindo pelo menos um nervo para cada porção em ambos os lados (ventres).

Devido a tais considerações, torna-se plausível pensar em um controle neuromotor diferenciado de cada porção muscular, mas os experimentos relacionados à ativação muscular de baixa intensidade mostram um controle central compartilhado por todos os ventres e um ganho associado à tarefa para cada porção de forma distinta, demonstrando um controle fino das tarefas, não encontrado em qualquer nos estudos reportados neste trabalho.

Em função da importância deste controle, em tarefas com o intuito de induzir a fadiga, não foram encontradas diferenças, pois, provavelmente, a forma de

se controlar tal estrutura em condição de fadiga apresenta estratégias diferenciadas ou mesmo, a própria ferramenta utilizada (RMS), não foi suficientemente sensível para detectar as variações no ganho de cada porção em função das diferentes tarefas. Entretanto, a análise espectral parece ser uma boa ferramenta para se avaliar a fadiga neuromuscular, parecendo ser mais sensível ao comportamento das freqüências do sinal EMG nestas condições. Para tal análise, podem-se observar diferenças no comportamento das freqüências medianas espectrais ao longo do tempo.

Pode-se, portanto, concluir que existe uma ativação seletiva para cada porção muscular, embora não se consiga ativar apenas uma região do ventre muscular, em função do CD associado. Deste modo, parece que a alteração da tarefa possui valor na alteração da ênfase para cada porção muscular, mas questiona-se o valor deste ganho para objetivos relacionados à força ou hipertrofia muscular.

Contudo, são recomendados estudos para a compreensão de como esta estrutura se comporta em atividades dinâmicas, suas diferenças entre indivíduos treinados e sedentários e, também, a possibilidade de aumentar o controle de cada porção em virtude de um treinamento específico.

REFERÊNCIAS

ANDERSON, E. A.; NILSON J.; THORSTHENSSON, A. Abdominal and hip flexor muscle activation during various training exercises. **European Journal of Applied Physiology**, New York, v.75, p. 115-123, 1997.

_____. Relative emg levels in training exercises for abdominal and hip flexor muscles. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, Stockholm, v.30, p. 175-183, 1998.

AXLER, C. T.; MCGILL, S. M. Low back loads over a variety of abdominal exercises: searching for the safest abdominal challenge. **Medicine and Science in Sports Exercise**, Medison, v.29, n. 6, p. 804-811, 1997.

BAWA, P. Neural control of motor output: can training change it? **Exercise and Sport Sciences Reviews**, New York, v. 30, n. 2, p. 59-63, 2002.

BROWN, L. A.; JENSEN, J. L.; KORFF, T. ; WOOLLACOTT, M. H. The translating platform paradigm: perturbation displacement waveform alters the postural response. **Gait & Posture**, v.14,n. 3, p. 256-263, 2001.

CARR, L. J.; HARRISON, L. M.; STEPHENS, J. A. Evidence for bilateral innervation of certain homologous motoneurone pools in man. **Journal of Physiology**, London, v.475, n.2, p. 217-227, 1994.

CLARK, J. W. The origin of biopotentials. In: WEBSTER, J.G. (Ed.). **Medical Instrumentation**, New York: John Wiley & Sons, 1998.

CLARK, K. M.; HOLT, L. E.; SINYARD, J. Electromyographic comparison of the upper and lower rectus abdominis during abdominal exercises. **Journal of Strength and Conditioning Research**, Champaign, v.17, n. 3, p. 475-483, 2003.

CLARYS, J. P.; CABRI, J. Electromyography and the study of sports movements: a review. **Journal of Sports Sciences**, Belconnen, v.11, n. 5, p. 379-448, 1993.

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, Champaign, v.13, p. 135-163, 1997.

DE LUCA, C. J.; ERIM, Z. Common drive of motor units in regulation of muscle force. **Trends in Neuroscience**, Amsterdam, v.17, n. 7, p. 299-305, 1994.

_____. Common drive in motor units of a synergistic muscle pair. **Journal of Neurophysiology**, Washington, v.87, n. 4, p. 2200-2204, 2002.

DELP, S. L.; SURYANARAYANAN, S.; MURRAY, W. M.; UHLIR, J.; TRIOLO, R. J. Architecture of the rectus abdominis, quadratus lumborum, and erector spinae. **Journal of Biomechanics**, Champaign, v.34, n. 3, p. 371-375, 2001.

DENIER VAN DER GON, J. J.; TER HAAR ROMENY, B. M.; VAN ZUYLEN, E. J. Behaviour of motor units of human arm muscles: differences between slow isometric contraction and relaxation. **Journal of Physiology**, London, v.359, p. 107-118, 1985.

DIMITROVA, N. A.; DIMITROV, G. V. Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Oxford, v.13, n. 1, p. 13-36, 2003.

DUCHATEAU, J.; DECLETY, A.; LEJOUR, M. Innervation of the rectus abdominis muscle: implications for rectus flaps. **Plastic and Reconstructive Surgery**, Baltimore, v.82, n. 2, p. 223-228, 1988.

DUCHENE, J.; GOUBEL, F. Surface electromyogram during voluntary contraction: processing tools and relation to physiological events. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**, New York, v.21, n. 4, p. 313-397, 1993.

ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. São Paulo: Manole. 2000

ENOKA, R. M.; STUART, D. G. Neurobiology of muscle fatigue. **Journal of Applied Physiology**, Washington, v.72, n. 5, p. 1631-1648, 1992.

GANDEVIA, S. C. Some central and peripheral factors affecting human motoneuronal output in neuromuscular fatigue. **Sports Medicine**, Auckland, v.13, n. 2, p. 93-98, 1992.

GARDNER, W. D; OSBURN, W.A. **Anatomia humana: estrutura do corpo**. São Paulo: Atheneu. 1974. p. 139-143.

GARLAND, S. J.; GOSSEN, E. R. The muscular wisdom hypothesis in human muscle fatigue. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, New York, v.30, n. 1, p. 45-49, 2002.

GARLAND, S. J.; GRIFFIN, L.; IVANOVA, T. Motor unit discharge rate is not associated with muscle relaxation time in sustained submaximal contractions in humans. **Neuroscience Letters**, Amsterdam, v. 239, n. 1, p. 25-28, 1997.

GUSTAFSSON, B.; PINTER, M.J. On factors determining orderly recruitment of motor units: a role for intrinsic membrane properties. **Trends in Neurosciences**, New York, p. 431-433, 1985.

HAGGMARK, T.; THORSTENSSON, A. Fibre types in human abdominal muscles. **Acta Physiologica Scandinavica**, Stockholm, v.107, n. 4, p. 319-325, 1979.

HAMMOND, D. C.; LARSON, D. L.; SEVERINAC, R. N.; MARCIAS, M. Rectus abdominis muscle innervation: implications for TRAM flap elevation. **Plastic and Reconstructive Surgery**, Baltimore, v.96, n. 1, p. 105-110, 1995.

HENNEMAN, E. Functional organization of motoneuron pools: The size-principle. In: ASANUMA, V.J. (Ed.). **Integration in the nervous system**. Tokyo, 1979, p.13-25.

HOLLINSHEAD, W. H. **Livro texto de anatomia humana**. São Paulo: Manole, 1980, p.558-568.

HUBLEY-KOZEY, C. L.; VEZINA, M. J. Muscle activation during exercises to improve trunk stability in men with low back pain. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v.83, n. 8, p. 1100-1108, 2002.

ISCOE, S. Control of abdominal muscles. **Progress in Neurobiology**, New York, v.56, n. 4, p. 433-506, 1998.

JONGEN, H. A.; DENIER VAN DER GON, J. J.; GIELEN, C. C. Inhomogeneous activation of motoneurone pools as revealed by co-contraction of antagonistic human arm muscles. **Experimental Brain Research**, Berlin, v.75, n. 3, p. 555-562, 1989.

JUKER, D.; MCGILL, S.; KROPF, P.; STEFFEN, T. Quantitative intramuscular myoelectric activity of lumbar portions of psoas and the abdominal wall during a wide variety of tasks. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Medison, v.30, n. 2, p. 301-310, 1998.

KANDEL, E. R. **Principles of Neural Science**. Connecticut: Appleton & Lange, 1991

KONRAD, P.; SCHMITZ, K.; DENNER, A. Neuromuscular Evaluation of Trunk-Training Exercises. **Journal of Athletic Training**, Dallas, v.36, n. 2, p. 109-118, 2001.

LEHMAN, G. J.; MCGILL, S. M. Spinal manipulation causes variable spine kinematic and trunk muscle electromyographic responses. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v.16, n. 4, p. 293-299, 2001a.

_____. Quantification of the differences in electromyographic activity magnitude between the upper and lower portions of the rectus abdominis muscle during selected trunk exercises. **Physical Therapy**, Albany, v.81, n. 5, p. 1096-1101, 2001b.

LEONARD, R. J. **Human gross anatomy: An outline text**. New York: Oxford University Press. 1995. p. 75-80.

LLORCA, F. O. **Anatomia humana**. Rio de Janeiro: Manole. 1963. p. 610-616.

MACHADO DE SOUSA, O.; FURLANI, J. Electromyographic study of some muscles of the anterolateral abdominal wall. **Acta Anatomica (Basel)**, Basel, v.111, n. 3, p. 231-239, 1982.

MARSDEN, C. D.; MEADOWS, J. C.; MERTON, P. A. "Muscular wisdom" that minimizes fatigue during prolonged effort in man: peak rates of motoneuron discharge and slowing of discharge during fatigue. **Advances in Neurology**, New York, v.39, p. 169-211, 1983.

MIRKA, G.; KELAHER, D.; BAKER, A.; HARRISON, A.; DAVIS, J. Selective activation of the external oblique musculature during axial torque production. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, Oxford, v.12, n. 3, p. 172-180, 1997.

MULLANY, H.; O'MALLEY, M.; ST CLAIR GIBSON, A.; VAUGHAN, C. Agonist-antagonist common drive during fatiguing knee extension efforts using surface electromyography. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Oxford, v.12, n. 5, p. 375-384, 2002.

MYRIKNAS, S. E.; BEITH, I. D.; HARRISON, P. J. Stretch reflexes in the rectus abdominis muscle in man. **Experimental Physiology**, Cambridge, v.85, n. 4, p. 445-450, 2000.

NORRIS, C. M. Abdominal muscle training in sport. **British Journal of Sports Medicine**, London, v.27, n. 1, p. 19-27, 1993.

PETROFSKY, J. S.; GLASER, R. M.; PHILLIPS, C. A.; LIND, A. R.; WILLIAMS, C. Evaluation of amplitude and frequency components of the surface EMG as an index of muscle fatigue. **Ergonomics**, London, v. 25, n. 3, p. 213-223, 1982.

POWERS, S. K. **Fisiologia do exercício**. Teoria e aplicação ao condicionamento e ao desempenho. São Paulo: Manole. 2000.

PRADHAN, S.; TALY, A. Intercostal nerve conduction study in man. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, London, v.52, n. 6, p. 763-766, 1989.

PSEK, J. A.; CAFARELLI, E. Behavior of coactive muscles during fatigue. **Journal of Applied Physiology**, Washington, v.74, n. 1, p. 170-175, 1993.

RIEK, S.; BAWA, P. Recruitment of motor units in human forearm extensors. **Journal of Neurophysiology**, Washington, v.68, n. 1, p. 100-108, 1992.

ROY, S. H. The use of electromyography for the identification of fatigue in lower back pain. **Motriz**, São Paulo, v.9, n. 1, p. 15-20, 2003.

SAHLIN, K. Metabolic factors in fatigue. **Sports Medicine**, Auckland, v.13, n. 2, p. 99-107, 1992.

SAKAMOTO, H.; AKITA, K.; SATO, T. An anatomical analysis of the relationships between the intercostal nerves and the thoracic and abdominal muscles in man. I. Ramification of the intercostal nerves. **Acta Anatomica (Basel)**, Basel, v.156, n. 2, p. 132-142, 1996.

SARTI, M. A.; MONFORT, M.; FUSTER, M. A.; VILLAPLANA, L. A. Muscle activity in upper and lower rectus abdominus during abdominal exercises. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v.77, n. 12, p. 1293-1297, 1996.

SEMMLER, J.G. Motor unit synchronization and neuromuscular performance. **Exercise and Sports Science Review**. New York, v. 30, n. 1, p. 8-14, 2002.

SOUZA, G. M.; BAKER, L. L.; POWERS, C. M. Electromyographic activity of selected trunk muscles during dynamic spine stabilization exercises. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v. 82, n. 11, p. 1551-1557, 2001.

STERNLICHT, E.; RUGG, S. Electromyographic analysis of abdominal muscle activity using portable abdominal exercise devices and a traditional crunch. **Journal of Strength and Conditioning Research**, Champaign, v. 17, n. 3, p. 463-468, 2003.

STOKES, I. A.; GARDNER-MORSE, M. Quantitative anatomy of the lumbar musculature. **Journal of Biomechanics**, New York, v.32, n. 3, p. 311-316, 1999.

SUZUKI, J.; TANAKA, R.; YAN, S.; CHEN, R.; MACKLEM, P. T.; KAYSER, B. Assessment of abdominal muscle contractility, strength, and fatigue. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, New York, v.159, n. 4, p. 1052-1060, 1999.

TAX, A. A.; DENIER VAN DER GON, J. J.; GIELEN, C. C.; VAN DEN TEMPEL, C. M. Differences in the activation of m. biceps brachii in the control of slow isotonic movements and isometric contractions. **Experimental Brain Research**, Berlin, v. 76, n. 1, p. 55-63, 1989.

TER HAAR ROMENY, B. M.; DENIER VAN DER GON, J. J.; GIELEN, C. C. Changes in recruitment order of motor units in the human biceps muscle. **Experimental Neurology**, New York, v. 78, n. 2, p. 360-368, 1982.

TESTUT, L. L. **Tratado de anatomia humana**. Rio de Janeiro: Manole. 1959. p.921-962

THOMAS, K.; LEE, R. Y. Fatigue of abdominal and paraspinal muscles during sustained loading of the trunk in the coronal plane. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v. 81, n. 7, p. 916-920, 2000.

VAN ZYULEN, E. J. G. Changes in recruitment order of motor units in the human biceps muscle. **Experimental Neurology**, New York, v. 78, p. 360-368, 1982.

VERA-GARCIA, F. J.; GRENIER, S. G.; MCGILL, S. M. Abdominal muscle response during curl-ups on both stable and labile surfaces. **Physical Therapy**, Albany, v. 80, n. 6, p. 564-569, 2000.

VIITASALO, J. H.; KOMI, P. V. Signal characteristics of EMG during fatigue. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, Berlin, v. 37, n. 2, p. 111-121, 1977.

WALTERS, C. E.; PARTRIDGE, M. J. Electromyographic study of the differential action of the abdominal muscles during exercise. **American Journal of Physical Medicine**, Baltimore, v. 36, n. 5, p. 259-268, 1957.

WESTGAARD, R. H.; DE LUCA, C. J. Motor control of low-threshold motor units in the human trapezius muscle. **Journal of Neurophysiology**, Washington, v. 85, n. 4, p. 1777-1781, 2001.

WILLIAMS, P. L. **Gray's Anatomy**. London: 1995. p.819-829.

WOODBURNE, R. T.; BURKEL, W.E. **Essentials of Human Anatomy**. New York: 1994. p.417-431.

ANEXO I - Termo de consentimento livre e esclarecido para participação de pesquisa

I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1. NOME DO INDIVÍDUO.....
 DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº : SEXO : .M F
 DATA NASCIMENTO...../...../.....E-MAIL:
 ENDEREÇO.....Nº.....APTO.....
 BAIRRO:.....CIDADE.....
 CEP:TELEFONE: DDD ()

2 NOME DO RESPONSÁVEL LEGAL:
 DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº :SEXO : .M F
 DATA NASCIMENTO...../...../.....
 ENDEREÇO.....Nº.....APTO.....
 BAIRRO:.....CIDADE.....
 CEP:.....TELEFONE:DDD().....

II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. TÍTULO DO PROJETO DE PESQUISA: Investigações do controle neuromotor do músculo reto abdominal.
2. PESQUISADOR RESPONSÁVEL: Paulo Henrique Marchetti
3. CARGO/FUNÇÃO: Aluno de Mestrado
4. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

| | | | |
|--------------|-------------------------------------|-------------|--------------------------|
| RISCO MÍNIMO | <input checked="" type="checkbox"/> | RISCO MÉDIO | <input type="checkbox"/> |
| RISCO BAIXO | <input type="checkbox"/> | RISCO MAIOR | <input type="checkbox"/> |

(probabilidade de que o indivíduo sofra algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo)

5. DURAÇÃO DA PESQUISA: 1 hora

III - EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO INDIVÍDUO OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA, CONSIGNANDO:

Este estudo faz parte do projeto de mestrado desenvolvido no Laboratório de Biofísica da Escola de Educação Física e Esporte da USP. O estudo tem como objetivo principal investigar o funcionamento do músculo reto do abdome em diferentes exercícios. Na primeira parte do estudo, uma pequena corrente elétrica será aplicada no abdome. Depois, você realizará dois exercícios abdominais

ANEXO I - Termo de consentimento livre e esclarecido para participação de pesquisa (continuação)

diferentes e a atividade muscular será captada com sensores no seu abdome. A coleta de dados terá duração de aproximadamente 60 minutos. Os resultados, guardadas as devidas identificações, serão analisados e utilizados única e exclusivamente para fins científicos.

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

1. O voluntário terá acesso, a qualquer tempo, às informações sobre procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, inclusive para dirimir eventuais dúvidas;
2. Terá a liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e de deixar de participar do estudo, sem que isto traga prejuízo à continuidade da assistência;
3. Os resultados serão confidenciais de uso exclusivo para fins científicos, e;

4. Estará disponível assistência médica no HU (Hospital Universitário da USP), por eventuais danos à saúde, decorrentes dessa pesquisa.

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

Pesquisador Responsável:

Nome: _____ RG: _____
CPF: _____ Profissão: _____
Endereço: _____
CEP: _____ Telefone: _____

Pesquisador Gerente:

Nome: _____ RG: _____
CPF: _____ Profissão: _____
Endereço: _____
CEP: _____ Telefone: _____

VI. OBSERVAÇÕES COMPLEMENTARES:

VII - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

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

São Paulo, _____ de _____ de 2004.