UNIVERSIDADE DE COIMBRA

Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física

REGISTO DO COMPORTAMENTO ELECTROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS *RECTUS ABDOMINIS* E *ERECTOR SPINAL* NUM EXERCÍCIO DE FORÇA E RESISTÊNCIA ABDOMINAL

Bruno Miguel Rainho Pires

Coimbra

2006

Monografia da Licenciatura em Ciências do Desporto e Educação Física, realizada no âmbito do Seminário: "Registo do Comportamento Electromiográfico dos Músculos *Rectus Abdominis* e *Erector spinal* num Exercício de Força e Resistência Abdominal"

Coordenador: Prof. Doutor Fontes Ribeiro

Orientadora: Prof. Doutora Paula Tavares

INDÍCE

INDÍCE…….……..III

LISTA DE ABREVIATURAS……...V

AGRADECIMENTOS……..VI

RESUMO……..VII

ABSTRACT……VIII

CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO……9

1. ANÁLISE DOS MÚSCULOS ERECTOR SPINAL E RECTUS ABDOMINIS……9

1.1 MÚSCULO *RECTUS ABDOMINIS* ……...9

1.2 MÚSCULO *ERECTOR SPINAL* ……..11

1.3 RELAÇÃO *ERECTOR SPINAL/RECTUS ABDOMINIS*……..12

2. ELECTROMIOGRAFIA……...13

2.1 ELECTROMIOGRAFIA E IMPULSO NERVOSO……18

2.2 ELESTROMIOGRAFIA E JUNÇÃO NEUROMUSCULAR……..21

3. RECRUTAMENTO DAS UNIDADES MOTORAS……25

3.1 FREQUÊNCIA DA ACTIVAÇÃO DAS UNIDADES MOTORAS……27

3.2 SINCRONIZAÇÃO DAS UNIDADES MOTORAS……28

4. TIPOS DE FIBRAS MUSCULARES……29

4.1 FIBRAS TIPO I…….29

4.2 FIBRAS TIPO II……29

4.3 TIPOS DE CONTRACÇÃO MUSCULAR……...30

CAPÍTULO II – OBJECTIVOS……..33

1. OBJECTIVOS GERAIS…….33

2. OBJECTIVOS ESPECÍFICOS……..33

CAPÍTULO III – METODOLOGIA……...35

1. CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA……35

2. CRITÉRIOS DE SELECÇÃO DA AMOSTRA……...35

3. EXPLICAÇÃO DO PROTOCOLO……..…35

4. CARACTERIZAÇÃO ANTROPOMÉTRICA……36

4.1 ESTATURA……..36

4.2 MASSA CORPORAL……...…37

4.3 PREGAS DE ADIPOSIDADE CUTÂNEA……..…37
4.4 CIRCUNFERÊNCIA ABDOMINAL……...38
5. COMPOSIÇÃO CORPORAL……...…39
6. TESTE DE FORÇA E RESISTÊNCIA ABDOMINAL, SEGUNDO O PROTOCOLO DO FITNESSGRAM……..…39
6.1 PROCEDIMENTOS……..39
7. ELECTROMIOGRAFIA……...41
7.1 PREPARAÇÃO DA ELECTROMIOGRAFIA……41
7.2 PREPARAÇÃO DO ATLETA (COLOCAÇÃO DOS ELÉCTRODOS) …41
7.3 PROCEDIMENTOS DURANTE O TESTE……..…42
7.4 PROCEDIMENTOS APÓS O TESTE……..…43
CAPÍTULO IV – APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DE RESULTADOS……...45
1. CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA……45
2. ELECTROMIOGRAFIA……...46
CAPÍTULO V – CONCLUSÕES……...……..51
CAPÍTULO VI – BIBLIOGRAFIA……...……..53
ANEXOS……59

LISTA DE ABREVIATURAS

EMG – Electromiografia

MPF – *Mean Power Frequence*

AEMG – Average EMG

FRMC – Factor de Rejeição de Modo Comum

SNC – Sistema Nervoso Central

UnM -Unidade Motora

Ach - Acetilcolina

ATP – Trifosfato de Adenosina

ADP – Difosfato de Adenosina

Pi – Grupo fosfato

ATPase – Enzima de ATP

CMAE – Ciclo Muscular de alongamento-encurtamento

Actina F – Actina Fibrosa

Acetil CoA – Acetil Coenzima A

MF – Mediana de frequência

IMC – Índice de massa corporal

IMG – Índice de massa gorda

CD – *Compact Disc*

Sd – Desvio Padrão

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Doutor Fontes Ribeiro pela coordenação neste estudo.

À Professora Doutora Paula Tavares pelo acompanhamento, ajuda, disponibilidade em todo este estudo e pelos conhecimentos transmitidos ao longo desta etapa.

À Doutora Fátima por todo o apoio prestado no laboratório, aquando da realização dos testes.

A todos aqueles que se disponibilizaram para fazer parte da amostra deste estudo, pois sem eles não seria possível a sua realização.

Ao Ricardo, pelo companheirismo e ajuda nesta tarefa.

À Eunice por me fazer ver a vida de outra forma e ajudar a acreditar mais em mim!

Aos meus pais por patrocinarem esta viagem…

E a todos os colegas e amigos que indirectamente me permitiram um equilíbrio emocional, que me possibilitou ultrapassar esta importante fase da minha vida!

RESUMO

O músculo *Rectus abdominis* é bastante solicitado e exercitado em situações de trabalho muscular, ignorando-se muitas vezes o desenvolvimento de um dos músculos antagónicos, tão importante na manutenção da posição erecta da nossa espécie, o músculo *Erector spinal*.

Este último é um dos músculos mais importantes na extensão e flexão do tronco, que é, de igual forma, uma acção fundamental na realização das tarefas indispensáveis do quotidiano. Por esse motivo é fundamental exercitar este músculo, e mais importante ainda, de uma forma correcta, pois as dores musculares na zona da coluna vertebral afectam a maioria da população portuguesa.

Este trabalho tem como objectivo verificar se o exercício proposto (curl-up) é eficaz no *Rectus abdominis* inferior e se pode causar danos ao nível lombar, impossibilitando a manutenção de uma vida quotidiana normal. Para este estudo foram recrutados oito indivíduos do sexo masculino, com idades compreendidas entre os 19 e os 21 anos, a frequentar o 1º ano do curso de Educação Física, da Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade de Coimbra.

Os voluntários executaram o exercício curl-up, e após oito minutos em repouso repetiram o exercício. A realização dos testes teve a duração de seis semanas, sendo que em cada uma delas se efectuavam duas sessões, com duas repetições por sessão.

Através da análise dos dados concluímos que a actividade neuromuscular do músculo *Erector spinal* não apresenta diferenças estatisticamente significativas quer entre as cinco primeiras contracções e as cinco últimas contracções, quer entre a primeira semana de trabalho e a sexta semana;

Quanto à actividade neuromuscular do músculo *Rectus abdominis* apresenta diferenças estatisticamente significativas entre o as cinco primeiras contracções e as cinco últimas contracções da primeira e da sexta semana, mas não apresenta diferenças entre o início das sessões e o final.

Este exercício não apresenta melhorias no fortalecimento dos dois músculos estudados, e não apresenta lesões ao nível lombar.

ABSTRACT

The *Rectus abdominis* muscle is frequently requested and exercised in cardio fitness, many times, ignoring the development of the antagonistic muscles, which are so important in the maintenance of the vertical position of our specie, the *Erector spinal* muscle.

This last one is one of the most important muscles in the extension and flexion of the trunk, that is, equally, a basic act in the accomplishment of the indispensable tasks of the daily. For this reason it's basic to exercise this muscle, and more important, in the correct way, because muscular pains in the zone of the vertebral column affect the majority of the Portuguese population.

The purpose of this study is to verify if exercising abdominal endurance and strength with a specific exercise (curl-up), benefits the inferior *Rectus abdominis*, as well as verify if the same exercise causes injuries in the *Erector spinal*, disabling the maintenance of a normal daily life.

For this study eight male individuals, with ages between 19 and 21 years old, were analysed. Presently they are taking the first year of Physical Education course, in the Faculty of Sports Science and Physical Education, at University of Coimbra.

The individuals executed the curl-up exercise and eight minutes after they repeated the exercise. The accomplishment of the tests had the length of six weeks, with two sessions each and two repetitions per session.

Data shows that there are no significant differences between firsts and lasts contractions and between the first and last weekend about *Erector spinal* muscle.

For the *Rectus abdominis* muscle, there are significant differences between firsts and lasts contractions, but no are between the first and last weekend.

This exercise don't benefits any muscle studded and no causes injuries for the lumbar zone.

CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO

1. ANÁLISE DOS MÚSCULOS ERECTOR SPINAL E RECTUS ABDOMINIS

O estudo aqui apresentado tem como meta, através de uma análise electromiográfica de superfície, investigar o comportamento dos músculos *Erector spinal* e *Rectus abdominis.*

Quando se realiza trabalho de musculação, o músculo *Rectus abdominis* é muitas das vezes solicitado e exercitado sem ter em conta os músculos que realizam trabalho contrário, os antagonistas. Entre estes músculos que realizam extensão, aquando de uma flexão lombar, encontra-se o *Erector spinal* que assegura uma função importante na extensão e flexão do tronco, que é, de igual forma, uma acção fundamental na realização das tarefas indispensáveis do quotidiano. Por esse motivo é fundamental exercitar este músculo, e mais importante ainda, de uma forma correcta, pois as dores musculares na zona da coluna vertebral afectam a maioria da população portuguesa.

Através de uma pesquisa bibliográfica, foram recolhidos várias informações de outros estudos que se debruçaram sobre os mesmos músculos abordados neste trabalho, embora apresentem diferentes objectivos, possibilitam adquirir maior conhecimento dos fenómenos que se ocorrem nesta zona muscular.

Em seguida vamos pormenorizar acerca da localização, funções e estudos elaborados acerca de cada músculo e a relação entre ambos.

1.1 *MÚSCULO RECTUS ABDOMINIS*

O músculo *rectus abdominis* localiza-se na face anterior do abdómen e é formado por duas bandas musculares divididas sobre a linha mediana por um intervalo, sendo este mais largo na parte superior do *Omphalion*. Possui uma forma quadrangular alongada, sendo mais largo e delgado na sua porção superior e mais estreito e espesso na sua porção inferior.

Insere-se superiormente na face anterior e externa da cartilagem costal da 5ª, 6ª e 7ª costelas, na apófise xifóide e nos ligamentos costoxifóideos. Estes feixes estendem-se paralelamente para baixo, convergindo na parte inferior dando origem a um poderoso

tendão achatado que se fixa na crista púbica do osso ilíaco e na superfície anterior da sínfese púbica.

Este músculo tem como função a flexão do tronco sobre os membros inferiores e vice-versa e facilita a expiração. Juntamente com o *Gluteus Maximus* e com os isquio-tibiais, realizam a retroversão da pélvis, são antagónicos dos extensores da coluna como o quadrado lombar e dos flexores da coxa (*rectus femoris* e psoas-ilíaco), e responsáveis pela anteversão da pélvis. Baseando-se nisto, Peterson e Renstrom (1998) concluiram que os músculos abdominais são importantes na prevenção ou diminuição da hiperlordose lombar.

Berne e Levy (1996) efectuaram estudos relativos ao músculo *Rectus abdominis*, que consistia em seis exercícios abdominais, nomeadamente, Curl-up, Sissel ball curl-up, Ab trainer curl-up, Leg lowering, Sissel ball roll out e Reverse curl-up. Observaram que de todos os exercícios foi o Sissel ball roll out o que obteve amplitudes médias mais altas.

Também Sartima *et al*. (1998), encontraram uma maior activação do músculo *Rectus abdominis* na execução do exercício de curl-up, quando comparado com o exercício de Sit-up, num estudo com ênfase na porção superior deste mesmo músculo.

Foram analisados por Bankoff e Furlani (1986) quatro exercícios abdominais diferentes através da EMG, concluindo que o melhor trabalho muscular encontrado para o músculo *Rectus abdominis* ocorreu durante o exercício sit-up. Este exercício foi efectuado com o participante em decúbito dorsal com os joelhos flectidos a 45º, pés fixos no solo, mãos entrelaçadas na nuca e realizando o movimento de elevação do tronco em linha recta até à posição sentada.

Contrariando este último, aparece o estudo efectuado por Beim *et al.* (1997), ao comparar o protocolo mencionado no parágrafo anterior (sit-up) com um outro semelhante, em que a subida do tronco era efectuada através do enrolamento do mesmo até à elevação das escápulas do solo (curl-up), encontrou um maior potencial de acção muscular para este último.

Num outro estudo realizado por Ribeiro *et al* (2002) em três exercícios abdominais (Curl-up, sit-up e posterior pelvic tit) não foram encontradas diferenças significativas no registo electromiográfico do músculo *Rectus abdominis*.

Um outro estudo efectuado por Vera-Garcia (2000) demonstrou que o curl-up feito em superfície instável aumenta o trabalho abdominal, elevando a coactivação muscular e a estabilização da coluna e de todo o corpo.

1.2 *MÚSCULO ERECTOR SPINAL*

O músculo *Erector Spinal* sendo considerado do nível profundo é o mais potente e largo do dorso e ocupa toda a extensão da cavidade lateral das apófises espinhosas até aos ângulos das costelas, no chamado *sulco dorsalis*. Insere-se na porção posterior da crista ilíaca, na face dorsal do sacro, nas apófises espinhosas das vértebras lombares inferiores e, em parte, na lâmina superior da faixa toraco-lombar. Os seus feixes musculares estão orientados para cima e divide-se, encontrando-se na região lombar delimitado por três músculos: o músculo *iliocostalis* situado lateralmente, o músculo *spinalis* situado medianamente e o músculo *longissimus* situado entre os dois anteriores. Durante a contracção bilateral é responsável por manter o tronco na posição vertical. Inclina ainda a coluna vertebral e o tronco para o lado correspondente durante a contracção unilateral. Com o objectivo de contrabalançar a força da gravidade que provocaria a queda do corpo, o *Erector Spinal* contrai quer na extensão do tronco quer na flexão do mesmo.

Segundo um estudo electromiográfico realizado por Calldwell *et al*. (2003), com o propósito de investigar, para além de outros, as alterações da actividade muscular do *erector spinal* durante a flexão lombar numa prova de remo. Observou-se que a magnitude do sinal electromiográfico aumentou significativamente, concluindo-se que a excessiva flexão lombar poderá influenciar o potencial para uma lesão na medula espinal.

Outro estudo que utiliza como meio de registo a EMG foi efectuado por Gupta (2001) e revelou que a actividade electromiográfica do *erector spinal*, estudada em 25 jovens saudáveis durante a flexão e extensão do tronco, revelou que a reactivação do músculo referido ocorria logo após o inicio da extensão, assim que terminasse o movimento de flexão máxima do tronco. Gupta verificou ainda neste estudo que o fenómeno de flexão/relaxamento, ou seja, o intervalo de silêncio mioeléctrico ocorria na totalidade dos casos no momento em que a anca se encontrava a 57% de flexão máxima e a 84% da flexão vertebral máxima.

Num estudo relacionado com a fadiga do músculo *erector spinal*, Chen *et al*. (2002) concluiu que a elevação repetitiva da coluna poderia induzir a esta mais facilmente na porção do músculo junto a L3 do que a porção localizada na D10. Outro

dos estudos realizados por Dolan e Adams (1998) conclui igualmente que a repetitiva flexão da coluna conduz uma fadiga mensurável no músculo *erector spinal*.

Nagamachi *et al*. (2000), realizou um estudo que, apesar de não relacionar o músculo *erector spinal* com o movimento de flexão/extensão do tronco a informação recolhida é pertinente. Neste estudo participaram treze atletas do sexo masculino e tinha como objectivo investigar a Mean Power Frequency (MPF) dos músculos *erector spinal* durante uma corrida máxima no ergómetro. O autor conclui que os achados sugeriam que uma queda súbita e o nível basal da MPF indicam fadiga muscular local.

Outro dos estudos encontrados e que relaciona o músculo *erector spinal* com a fadiga realizado por Kankaanpaa *et al*. (1997) conclui que exercícios isoinércicos repetitivos realizados com cargas mais leves produzem mais rapidamente fadiga que exercícios isométricos repetitivos.

Potvin e Norman (1993), ao estudarem a fadiga do músculo *erector spinal* durante tarefas dinâmicas de extensão/flexão da coluna concluíram que uma diminuição na força muscular assim como o aumento da amplitude na EMG acompanham o estado de fadiga muscular.

Num estudo comparativo entre pacientes com dores musculares lombares e indivíduos "normais" verificou-se que estes últimos revelaram uma maior actividade electromiográfica e força que os pacientes em testes de avaliação de extensões isométricas do tronco (Alexiev, 1994).

1.3 RELAÇÃO ERECTOR SPINAL/RECTUS ABDOMINIS

Um estudo que analisa conjuntamente os músculos *Erector spinal* e *Rectus abdominis*, mas que não os correlaciona directamente, verificou que exercícios puros de flexão da coluna, como o curl-up, produzem suficiente e isolada activação (mais de 50% da Máxima Contracção Voluntária) nos músculos abdominais. Este estudo revelou ainda que os exercícios realizados como o curl-up providenciam igualmente estímulos para os músculos flexores do tronco, como o *Erector spinal* (Konrad *et al.*, 2001). Revelou-se ainda que os músculos *Erector spinal* e *Rectus abdominis* demonstraram distintamente coactivação nas diferentes tarefas propostas pelo protocolo. Marras e Mirka (1993) confirmam igualmente esta coactivação.

Bernardes (2005) estudou o comportamento electromiográfico entre estes dois músculos, em dois exercícios diferentes (prancha dorsal e prancha lateral). Este autor verificou que os valores obtidos no MPF pelo *Erector spinal* são superiores aos apresentados pelo *Rectus abdominis*, o que pode significar que os primeiros são mais solicitados para o esforço e que entram mais facilmente em estado de fadiga. No geral para os dois músculos, os valores de MPF diminuem e os valores de AEMG aumentam. Isto pode sugerir que em ambos os músculos pode ter ocorrido fadiga muscular, já que a instalação de fadiga e consequente acumulação de bioprodutos ácidos, com alteração do pH intramuscular, leva a uma diminuição dos componentes de alta fraquência do sinal electromiográfico (Bernardes, 2005, cit. In De Luca, 1984).

2. ELECTROMIOGRAFIA

Como o próprio nome sugere, a electromiografia (EMG) consiste no estudo electrofisiológico do sistema neuromuscular, através da detecção e registo do sinal eléctrico emanado pelo músculo esquelético. A EMG inclui detecção, amplificação, registo, análise e interpretação do sinal eléctrico produzido pelo músculo esquelético quando é activado para produzir força (Kippers, 1999).

O sinal electromiográfico (EMG) proporciona um meio conveniente para estudar as complexidades da fisiologia neuromuscular durante os vários tipos de contracção muscular e é, por conseguinte, influenciado tanto pela qualidade quanto pela quantidade de actividade eléctrica gerada pelos músculos.

A electromiografia é, assim, uma técnica de registo das mudanças do potencial eléctrico de um músculo que permite acesso aos padrões de actividade eléctrica muscular, possibilitando a investigação sobre possíveis sinergias, bem como predominância muscular em padrões específicos de movimento (Amadio e col., 1999).

Para o estudo da função neuromuscular podem ser usados dois sistemas de registo da actividade eléctrica: de profundidade ou de superfície.

A EMG de **profundidade** é normalmente utilizada em aplicações clínicas, ao passo que a EMG de **superfície** é sobretudo utilizada em aplicações no âmbito da cineseologia (Pezarat e col., 1993). O fácil manuseamento e controlo para o experimentador, o maior conforto para o executante e a possibilidade de uma análise global do comportamento dos músculos justificam a escolha da EMG de superfície.

O funcionamento da EMG de superfície consiste na colocação de eléctrodos na pele do sujeito, que permitem detectar e registar a soma da actividade eléctrica das unidades motoras activas, que resulta dos potenciais de acção verificados no sarcolema (Basmajian e De Luca, 1985).

A recolha do sinal eléctrico através da EMG pode ser realizado através da utilização de duas técnicas distintas: **monopolar** e **bipolar**.

A configuração bipolar permite obter uma maior resolução espacial e um aumento da rejeição de ruído. Neste tipo de configuração, as diferenças de potencial são detectadas na pele através de duas superfícies (eléctrodos) em relação a um eléctrodo de referência (eléctrodo terra), colocado num ponto neutro em relação ao músculo estudado.

Por conseguinte, o fácil manuseamento e controlo para o experimentador, o maior conforto para o executante, a possibilidade de uma análise global do comportamento dos músculos e as correlações verificadas entre o registo electromiográfico de superfície e o trabalho mecânico produzido pelo músculo (Bouisset e Goubel, 1973; Bouisset e Maton, 1973; Bouisset e col, 1976) justificam o porquê da electromiografia de superfície ser normalmente escolhida pelos investigadores para estudos cinesiológicos, independentemente das limitações que lhe possam ser atribuídas.

Neste sentido, a variabilidade que aparece associada ao sinal electromiográfico é a principal **limitação** da electromiografia de superfície. Vários estudos indicam alguns factores que podem alterar a reprodutibilidade dos sinais electromiográficos de superfície: o tipo de medida, o tipo e a velocidade da contracção, o número de músculos envolvidos e a sua posição relativa à articulação, o local de colocação dos eléctrodos no músculo, o comprimento do músculo no momento em que o registo electromiográfico é recolhido, as influências causadas pela variação da impedância da pele, eléctrodos e amplificador, o “input” neuronal de origens diversas ou os efeitos da fadiga.

Para além disso, os trabalhos experimentais sobre a variabilidade do sinal electromiográfico, apontam claramente para um maior rigor quando a comparação é feita no mesmo dia e sessão do que em dias e sessões diferentes, encontrando-se também maior fidelidade quando se comparam sinais do mesmo músculo do que em músculos diferentes.

Acoplado a isso, quando há a necessidade de comparar sinais do mesmo indivíduo e da mesma tarefa em dias diferentes, um dos factores que limita a

reprodutibilidade do sinal electromiográfico é a dificuldade de recolocar os eléctrodos exactamente no mesmo local do músculo. Por exemplo, Gollhofer e col. (1990) observaram que a modificação do posicionamento dos eléctrodos em 20 mm, em acções musculares que envolviam o ciclo muscular de alongamento-encurtamento, influía significativamente na amplitude do registo electromiográfico.

Os eléctrodos de superfície normalmente utilizados são eléctrodos passivos, que se limitam a detectar a actividade mioeléctrica e a enviá-la para um amplificador. No entanto, em estudo cinesiológicos utilizam-se eléctrodos activos, que contêm no interior da própria estrutura de suporte um pré-amplificador diferencial que subtrai e amplifica o sinal logo à saída da pele. Dessa forma, as interferências produzidas pela deslocação dos cabos adicionam-se a um sinal já amplificado, reflectindo-se de forma bastante menos significativa no sinal final obtido.

Por outro lado, a detecção dos potenciais eléctricos à superfície do músculo deve tomar em consideração as propriedades eléctricas da pele. Para minimizar a influência complexa da resistência da pele no sinal, e no sentido de aumentar a sua fidelidade, é necessário preparar a pele adequadamente, de forma a reduzir impedância do conjunto eléctrodo/pele que não deve ultrapassar os 1000 ohm (Winter, 1979). Assim a colocação dos eléctrodos implica alguns cuidados prévios como a depilação da área da pele onde se vão colocar os eléctrodos, a remoção da superfície morta da pele por abrasão e a limpeza com álcool. Para além disso, deve-se deixar um intervalo de tempo entre a colocação dos eléctrodos e o início da recolha, não inferior a 5 minutos, período durante o qual se verifica uma redução de 20% a 30% dos valores iniciais da impedância da pele (Vredenbregt e Rau, 1973).

O local do músculo onde os eléctrodos são colocados pode também interferir com a qualidade do sinal. Se para contracções isométricas é aconselhável a colocação dos eléctrodos entre o ponto motor mais distal e o tendão (Roy e col., 1986) já para contracções dinâmicas se aconselha a colocação dos eléctrodos o mais próximo possível do meio do ventre muscular, de forma a obter potenciais máximos e assegurar uma ampla superfície de músculo para a colocação estável dos eléctrodos.

É também aconselhável ter em atenção a orientação das duas superfícies de tensão em relação às fibras musculares. Assumimos uma orientação longitudinal, em que a linha que une as duas superfícies de detecção é paralela à orientação das fibras musculares, assumindo que a orientação das fibras é linear e que estas são paralelas umas às outras. No caso dos músculos em que nenhuma destas condições se encontre

preenchida, colocamos os eléctrodos paralelamente à linha que une a origem do músculo à sua inserção.

No entanto quando se realiza EMG de superfície para fins cinesiológicos existe um conjunto de **interferências** que podem ser recolhidas e amplificadas em conjunto com o sinal mioeléctrico. Estas interferências podem ser devidas aos artefactos mecânicos, às sinusóides de 50 ciclos, ao electrocardiograma e ao "cross-talk".

Assim, quando se estabelece contacto entre dois materiais de propriedades eléctricas diferentes, estabelece-se um equilíbrio nessa junção que gera um potencial de polarização. Qualquer movimento, embora que pequeno, nos **artefactos mecânicos** produz uma corrente alternada que induz ruído no sinal EMG. Esse ruído pode ser minimizado através de uma boa conexão estabelecida entre o eléctrodo e a pele, a diminuição do movimento dos cabos de ligação (sobretudo no caso da utilização de eléctrodos passivos) e uma filtragem adequada.

Outro tipo de interferências a evitar são as originadas por campos electromagnéticos provenientes da corrente de sector ou de aparelhos eléctricos vizinhos, os quais produzem um ruído caracterizado por **sinusóides de 50 ciclos por segundo**. Desta forma, há que ter em atenção à presença de aparelhos de ondas curtas, motores, lâmpadas de luz fluorescente e postos emissores.

Para além disso, quando se colocam os eléctrodos em músculos próximos do coração, como o *Pectoralis Major*, onde pode ocorrer o registo simultâneo do **electrocardiograma**, produzindo uma interferência no sinal electromiográfico nas frequências em torno dos 15 Hz, podendo ir até aos 100 Hz (Pezarat e col., 1993).

A grande área de gravação dos eléctrodos de superfície acarreta o risco de recolher sinais de outros músculos que não apenas aquele que se pretende estudar, num fenómeno denominado "**cross-talk**" (Morrenhof e Abbink, 1985; Basmajian e De Luca, 1985).

Embora uma parte significativa dessas interferências possa ser despistada antes da amplificação são também determinantes nessa função as características do sistema de **amplificação** utilizado. Nomeadamente, é importante atender ao ganho, à banda passante, à impedância de entrada e ao factor de rejeição do modo comum.

Os amplificadores EMG são amplificadores diferenciais que executam a função de subtrair o valor do sinal entre dois eléctrodos.

O EMG deve ser amplificado com o ganho máximo tolerável pelo resto do sistema, não devendo em nenhuma situação exceder o leque de voltagem esperado pelo

sistema de gravação (Winter, 1979; Cabri, 1989). Tendo em consideração que o EMGsup apresenta na contracção voluntária máxima uma amplitude que normalmente não excede os 5 mV pico a pico, o ganho utilizado para amplificar o EMG de superfície deve normalmente ser ajustável num leque entre 100 e 1000 (McLeod, 1973; De Luca e Knaflitz, 1990).

O EMG de superfície, ao resultar de uma soma de ondas de várias frequências, tem a sua informação útil localizada numa banda de frequências determinada, reduzida pelo efeito de filtro dos tecidos que se interpõem entre as fibras activas e as superfícies de detecção. A **banda passante** de um amplificador EMG corresponde aos valores de frequência situados entre o filtro de corte de baixas frequências e o filtro de corte de frequências altas e deve amplificar, sem atenuação, todas as frequências presentes no sinal EMG.

A **impedância de entrada** de um amplificador biológico deve ser suficientemente elevada para reduzir a atenuação do sinal diferencial gerada através das impedâncias dos eléctrodos (Winter, 1979; De Luca e col., 1990). Cada ligação eléctrodo/pele apresenta uma impedância determinada dependente de vários factores: espessura e preparação da pele, superfície de detecção dos eléctrodos, temperatura da pasta condutora, etc. Para que haja a menor redução possível da voltagem do sinal EMG é fundamental, para além dos cuidados postos na preparação da pele e na colocação dos eléctrodos, utilizar um amplificador com uma impedância cerca de 10 vezes maior que a impedância da fonte (Rau, 1974; Winter e col.,1980).

Um amplificador diferencial subtrai os sinais dos terminais activos mas não tem capacidade de distinguir entre o sinal comum e o sinal diferencial que realmente interessa amplificar. Se o sinal comum estiver presente com uma certa magnitude, não ocorre uma subtracção perfeita do sinal entre os dois eléctrodos. A medida do sucesso dessa subtracção é dada pela **razão de rejeição do modo comum** (RRMC) do amplificador que representa a capacidade para suprimir sinais da mesma polaridade derivados de interferências eléctricas de várias ordens.

O **sinal electromiográfico bruto** ou directo ("raw") é o tipo de registo que possibilita maior quantidade de informação, contudo é também aquele cuja interpretação é mais difícil (Pezarat e col., 1993).

Segundo Kippers (1999), existem algumas condicionantes da amplitude do sinal bruto da EMG. Estas podem de natureza biológica ou técnica.

As condicionantes biológicas incluem:

- Força da contracção muscular, traduzida pelo número de unidades motoras activadas;
- Tamanho do músculo, posição do músculo (superficial *versus* profundo, *etc*.); e,
- Espessura da gordura subcutânea (um isolante eléctrico).

As condicionantes técnicas incluem:

- Preparação da pele (determinar a impedância da pele);
- Distância entre eléctrodos;
- Posição (proximal *versus* distal); e,
- Orientação (em relação às fibras musculares) destes em relação ao músculo.

De qualquer forma, a análise qualitativa do sinal electromiográfico em bruto, para além de ser bastante útil na avaliação da qualidade do sinal e no despiste de artefactos, possibilita uma primeira avaliação da actividade muscular e das relações entre os diferentes músculos. Não sendo possível prescindir da quantificação do sinal para uma interpretação objectiva, o EMG em bruto pode também fornecer informação útil, como a identificação do padrão de actividade dos músculos envolvidos, através da análise dos períodos de actividade e silêncio. Podemos distinguir três características fundamentais na avaliação da curva EMG: amplitude, duração e frequência.

A **amplitude** da curva EMG varia com a quantidade de actividade eléctrica detectada no músculo a cada momento e fornece-nos informação sobre a intensidade de activação do músculo. Por sua vez, a **duração** da actividade EMG corresponde ao período de activação do músculo estudado. Já em relação à **frequência** do sinal EMG, devem-se a um conjunto amplo de factores como a composição do músculo, as propriedades dos eléctrodos e o local onde são colocados, os processos de coordenação intramuscular e as características do potencial de acção das fibras musculares activas.

2.1 ELECTROMIOGRAFIA E IMPULSO NERVOSO

O **potencial de acção** de um nervo é o resultado da despolarização da membrana da fibra nervosa, que se propaga ao longo da mesma, seguindo também pelas fibras musculares por ela inervadas (Bartlett, 1997; Guyton e Hall, 1997).

Assim, os potenciais de acção são variações rápidas do potencial de membrana. Cada potencial de acção começa com uma variação abrupta do potencial negativo normal de repouso para um potencial de membrana positivo, e termina por variação, quase tão rápida, de volta ao potencial negativo.

Os potenciais de acção são conduzidos de forma saltatória apenas no espaço onde não existem nódulos de *Ranvier*, aumentando a velocidade e conservando energia.

De qualquer maneira, para que ocorra a contracção muscular é necessário que haja uma "ordem", sob a forma de estímulo electroquímico, transmitido ao músculo através de células nervosas (Seely e col, 1997).

Assim sendo, depois de uma mudança no meio ambiente que modifica a actividade das células, a informação dada pelos nervos motores é efectuada na forma de energia eléctrica, denominada de **impulso nervoso**. Este impulso nervoso pode ser considerado como um distúrbio eléctrico, no ponto de estimulação de um nervo, que se autopropaga ao longo de toda a extensão do axónio (Foss e Keteyian, 2000).

Quando um impulso nervoso alcança a fenda sináptica, o transmissor químico é libertado e, dependendo do tipo de transmissor, a membrana pós-sináptica (neurónio) é excitada e cria-se um potencial de acção.

Existe um gradiente eléctrico entre o interior e o exterior da fibra nervosa, que é denominado **potencial de membrana de repouso** (Foss e Keteyian, 2000).

Primeiro, a membrana é **polarizada** durante a etapa de repouso, devido ao potencial negativo da membrana. Posteriormente, a membrana torna-se altamente permeável aos iões sódio (Na^+), permitindo que um grande número destes iões penetre para o interior do axónio. Aqui ocorre a **despolarização**, onde o potencial varia rapidamente para em direcção à positividade. Como resultado desta despolarização, a parte externa do nervo torna-se mais negativa e a interna, torna-se mais positiva. (Foss e Keteyian, 2000). Por fim, após a membrana ter ficado extremamente permeável aos iões sódio, os canais de sódio começam a fechar, enquanto os canais de potássio se abrem mais do que o normal. Aqui ocorre a **repolarização**, onde a rápida difusão dos iões potássio para o exterior restabelece o potencial de membrana negativo (Guyton, 1992).

Guyton e Hall (1997) referem que, enquanto a membrana da fibra nervosa permanecer sem ser perturbada, nenhum potencial de acção ocorre na fibra nervosa normal. No entanto, se algum factor for capaz de provocar elevação do potencial de acção do seu valor de - 90 mV (suficiente para levá-lo em direcção ao potencial zero), essa mesma voltagem crescente fará com que muitos canais voltagem-dependentes de

sódio comecem a abrir-se. Isso permite o influxo rápido de iões sódio, o que provoca um aumento adicional no número de canais voltagem-dependentes para o sódio e um maior influxo desses iões para o interior da fibra.

Obviamente, esse processo é um ciclo vicioso de retrocontrolo positivo que, quando atinge intensidade suficiente, faz com que todos os canais de sódio fiquem activos (abertos). Então, o crescente potencial de membrana provoca o início da inactividade dos canais de sódio, além da abertura dos canais de potássio, o que produz o **término** do potencial de acção.

De referir que, para a condução de um sinal neuronal, o potencial de acção se desloca ao longo da fibra nervosa, até atingir a sua extremidade. Assim, as cargas eléctricas positivas, carregadas pelos iões sódio que se difundem para o interior, fluem passando pela membrana despolarizada, não apenas para o interior, mas também por alguns milímetros ao longo da parte central do axónio.

Consequentemente, os canais de sódio dessas áreas adjacentes ficam imediatamente activados e o explosivo potencial de acção propaga-se. Essas áreas recém despolarizadas produzem circuitos locais adicionais de fluxo corrente em pontos ainda mais adiante da membrana Guyton (1992), desencadeando sucessivos potenciais de acção por toda a extensão da fibra nervosa (Foss e Keteyian, 2000). Desse modo, o processo de despolarização percorre toda a extensão da fibra nervosa.

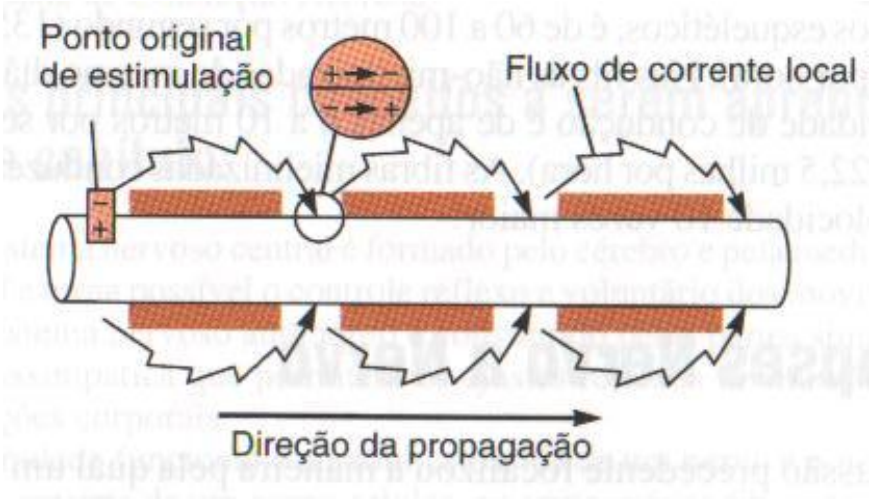

Figura 1. Potencial a se propagar ao longo da fibra nervosa (Adaptado Foss e Keteyian, 2000)

A despolarização propaga-se em ambas direcções ao longo da fibra com velocidade que varia de 3 a 6 m/s (Basmajian e De Luca, 1985). Winter (1990) relata a velocidade de propagação de cerca de 4 m/s. A despolarização gera um campo

electromagnético na vizinhança da fibra e um eléctrodo localizado nesse campo detecta o potencial.

Em suma, um potencial de acção induz cada área adjacente a sofrer também uma inversão de polaridade, desencadeando um novo potencial de acção e um fluxo local de corrente (Foss e Keteyian, 2000). Assim, a partir do sistema nervoso central, os impulsos nervosos são conduzidos pelas fibras eferentes, através do **sistema piramidal**, até à medula anterior que, por sua vez, enervam a musculatura esquelética.

Assim, o nervo aferente penetra na espinal medula através da raiz dorsal (posterior) e forma junções sinápticas com vários neurónios. O nervo eferente deixa a medula através da coluna ventral (anterior) e dirige-se ao músculo efector.

Em termos gerais, os neurónios motores medulares efectuam os padrões de contracção dos músculos e os centros mais superiores programam a sequência de contracção.

Desta forma, as fibras eferentes conduzem o impulso nervoso até aos neurónios motores alfa que enervam a musculatura esquelética.

2.2 ELECTROMIOGRAFIA E A JUNÇÃO NEUROMUSCULAR

Os potenciais de acção são propagados às fibras musculares esqueléticas através dos neurónios motores cujos axónios atingem o perimísio, ramificando-se várias vezes, até chegarem à fibra muscular, formando a **junção neuromuscular** (Seely e col., 1997) ou **junção mioneural** ou **placa motora terminal** (Foss e Keteyian, 2000).

Por sua vez, a junção neuromuscular (situada próxima à parte média da fibra) é formada por um terminal nervoso alojado numa invaginação do sarcolema, denominado **terminal pré-sináptico**. Ao espaço entre o terminal pré-sináptico e a fibra muscular chama-se **fenda sináptica**, e a área de junção com a fibra muscular recebe a designação de **membrana pós-sináptica**.

Normalmente, uma fibra muscular recebe apenas uma fibra nervosa. Contudo, as grandes fibras alfa de um neurónio motor eferente dividem-se em numerosas fibras menores, que chegam a inervar até 200 fibras musculares. Assim, o conjunto formado por um neurónio motor (célula nervosa motora na espinhal medula e o seu axónio) e as fibras musculares por ele inervadas constitui a unidade funcional básica do sistema muscular e é conhecido por **unidade motora** (Foss e Keteyian, 2000). Desta forma,

uma UnM é formada por todas as fibras musculares inervadas por uma mesma fibra nervosa (Guyton, 1992). Esta é a via de potência final do sistema motor (Miles, 1994).

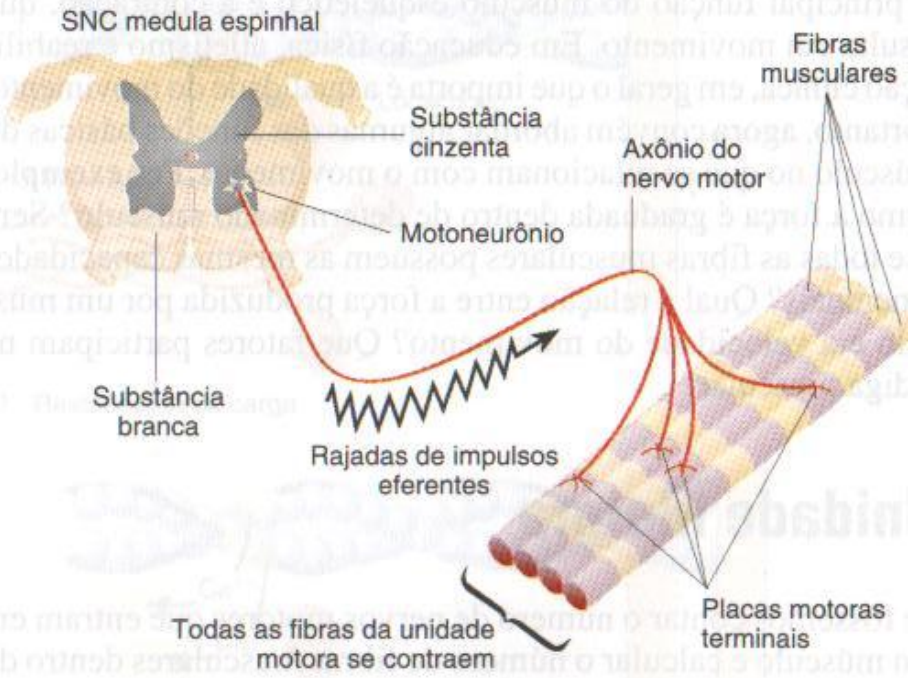

Figura 2. Neurónio motor a inervar as respectivas fibras musculares (Unidade Motora) (Adaptado de Foss e Keteyian, 2000)

A transmissão do processo de despolarização ao longo da fibra nervosa ou muscular é chamada de impulso nervoso ou muscular. Assim sendo, a contracção do músculo esquelético tem início quando potenciais de acção são gerados na fibra muscular (Guyton e Hall, 1997).

Foss e Keteyian (2000) referem que quando um impulso chega à junção neuromuscular, a membrana pré-sináptica liberta o transmissor químico acetilcolina (Ach), que se difunde através da fenda sináptica e, a seguir, alcança a superfície pós--sináptica onde está localizado um receptor. O impulso origina um potencial eléctrico na fibra muscular. Esse potencial é denominado **potencial pós-sináptico excitatório**.

Por conseguinte, o potencial de acção propaga-se do meio da fibra (o que permite a contracção quase simultânea de todos os sarcómeros dos músculos, de modo a que possam contrair-se em bloco, e não separadamente) em direcção às suas duas extremidades (Guyton, 1992).

De referir, que a colinesterase desintegra a Ach, prevenindo assim uma excitação adicional do músculo após a estimulação para esse período de tempo imediato.

Na espinhal medula, o neurónio motor que inerva várias fibras musculares pode receber impulsos de várias fibras nervosas. Se o potencial pós-sináptico excitatório for demasiado pequeno, o neurónio motor não se despolarizará e a fibra muscular não se contrairá. Todavia, quando o potencial pós-sináptico excitatório alcança determinado nível, ocorre despolarização e as fibras musculares associadas contraem-se (denominada **lei do tudo ou nada**).

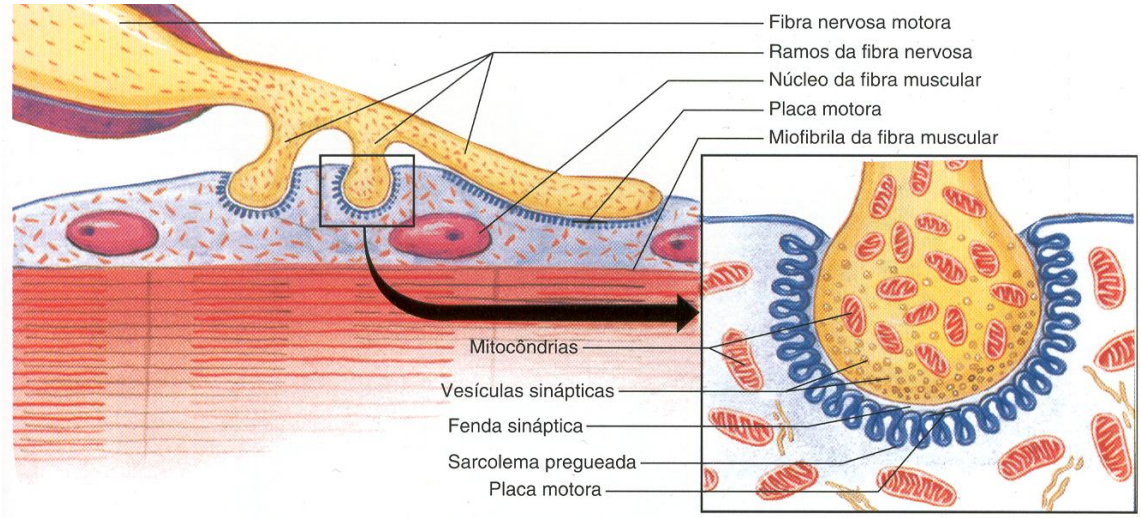

Figura 3. Conexão entre um neurónio motor e uma fibra muscular (Adaptado de Powers e Howley, 2000)

Com efeito, Guyton e Hall (1997), o desencadeamento da contracção no músculo esquelético começa com os potenciais de acção na fibra muscular. Esses potenciais produzem correntes eléctricas que se propagam para o interior da fibra, onde vão promover a libertação de iões de cálcio pelo retículo sarcoplasmático. São estes iões que, por sua vez, dão início aos eventos químicos do processo contráctil. Por conseguinte, uma vez que tenha ocorrido a libertação de iões de cálcio pelos túbulos sarcoplasmáticos e que esses iões se tenham difundido até às miofibrilhas, a contracção muscular persistirá enquanto os iões de cálcio permanecerem com alta concentração no líquido sarcoplasmático. Contudo, uma bomba de cálcio continuamente activa, localizada nas paredes do retículo sarcoplasmático, bombeia os iões de cálcio, removendo-os do líquido sarcoplasmático de volta para o retículo.

Assim sendo, quando um impulso nervoso atinge a junção neuromuscular, cerca de 300 vesículas de Ach (sintetizada pelas inúmeras mitocôndrias localizadas na terminação axónica) são libertadas pelas terminações nervosas na goteira sináptica (Guyton, 1992).

Por sua vez, a Ach desencadeia um impulso (potencial de acção) no sarcolema, que se propaga por toda a fibra através dos túbulos T (Foss e Keteyian, 2000). Ao longo

do percurso desencadeia a libertação de Ca^{2+} pelas vesículas do retículo sarcoplasmático, que é captado pela troponina C, alterando a posição do complexo Troponina-Tropomiosina. Esta alteração faz com que os lugares activos da actina fiquem livres para estabelecer ligações com miofilamentos de miosina para formar pontes cruzadas (Cairó, 1992).

Uma vez formadas as pontes cruzadas entre a actina e a miosina, ocorre uma série de fenómenos que levam à contracção. As cabeças da miosina movem-se, na sua área curva, forçando o miofilamento de actina a que estão ligadas, a deslizar ao longo dos miofilamentos de miosina. Após este movimento nas extremidades da célula muscular, que provoca o encurtamento do sarcómero, as pontes cruzadas desfazem-se, voltando as cabeças da miosina à posição inicial de modo a poderem formar novas pontes, num local diferente do miofilamento de actina (Seely e col., 1997).

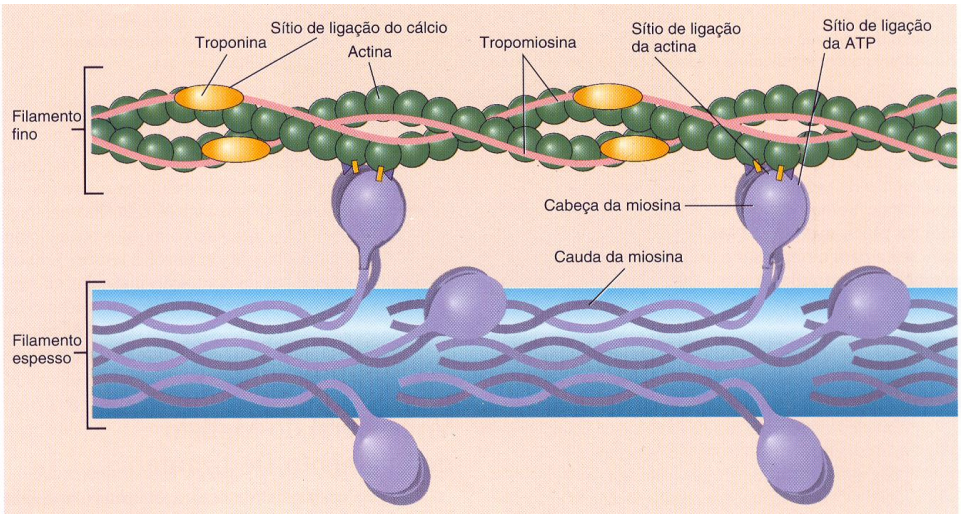

Figura 4. Mecanismo da contracção pelo deslizamento da actina sobre a miosina (Adaptado de Powers e Howley, 2000)

Para que este mecanismo de contracção se processe é necessária energia, sob a forma de trifosfato de adenosina (ATP). A energia proveniente do ATP é obtida através de processos de hidrólise, através da acção da enzima ATPase, transformando-o em ADP^{+} Pi (difosfato de adenosina mais um grupo fosfato).

Quando termina o fluxo de impulsos nervosos sobre o nervo motor que enerva o músculo, o Ca^{2+} separa-se da troponina e passa a ser bombeado activamente (bomba de cálcio) para ser armazenado nas vesículas externas do retículo sarcoplasmático (Seely e col., 1997). Uma bomba de cálcio continuamente activa, localizada nas paredes do retículo sarcoplasmático, bombeia os iões cálcio, removendo-os do líquido sarcoplasmático de volta para o retículo sarcoplasmático (Guyton, 1992).

Assim, os iões Ca^{2+} são transportados para o retículo sarcoplasmático, difundindo-se a partir da troponina, evitando a formação de mais pontes (Seely e col., 1997).

Desta forma, à semelhança da contracção, também o processo de **relaxamento** exige energia sob a forma de ATP, embora em menor quantidade (Seely e col., 1997).

A remoção do Ca^{2+} altera a interacção troponina-tropomiosina, "desactivando" o filamento de actina, interrompendo assim a formação dos complexos ATP-ponte cruzada. A actividade da enzima ATPase também é desactivada e termina o fraccionamento do A TP. Os filamentos musculares retomem às suas posições originais e o músculo relaxa (Foss e Keteyian, 2000).

Assim, a contracção forte e prolongada de um músculo leva ao estado de fadiga muscular. Este estado de fadiga aumenta por deplecção do glicogéneo muscular, por diminuição da transmissão do sinal neuronal através da junção neuromuscular e por interrupção do fluxo sanguíneo para o músculo, devido à falta óbvia do fornecimento de nutrientes – especialmente falta de oxigénio (Guyton, 1992).

No entanto, sempre que activados os músculos desenvolvem tensão e tendem a encurtar-se, podendo ou não ocorrer deslocamento dos segmentos ósseos que lhes estão associados. O tipo de resistência exterior determinará a existência ou não de movimento.

3. RECRUTAMENTO DAS UNIDADES MOTORAS

Um dos mecanismos de regulação da força produzida pelo músculo, como já referimos, é o recrutamento de UnM. As UnM são recrutadas por ordem crescente da sua capacidade de produção de força ou seja, as UnM de menores dimensões possuem limiares de excitabilidade mais baixos e são recrutadas em primeiro lugar. Este padrão de recrutamento é conhecido como o princípio de *Henneman* (Henneman et al, 1981; Burke, 1981*)*. À medida que as necessidades de produção de força vão aumentando, as UnM de maiores dimensões vão sendo recrutadas progressivamente. Desta forma, há uma correlação positiva entre as capacidades de produção de força das UnM e o seu limiar de recrutamento, ou seja, de excitabilidade.

Enquanto este limiar não for alcançado, o grupo de fibras musculares constituinte desta unidade motora permanece inactivo. Neste contexto, quando o

neurónio envia um impulso nervoso às fibras musculares pertencentes a uma determinada unidade motora, só pode ocorrer uma das seguintes duas respostas: as fibras permanecem relaxadas se a intensidade do estímulo for inferior ao seu limiar de excitabilidade; e, as fibras contraem-se com toda a intensidade, se o estímulo for igual ou superior ao seu limiar de excitabilidade. A este fenómeno é atribuída a designação de "Lei do Tudo ou Nada" (Powers e Howley, 1997).

Resumindo, perante um estímulo acima do limiar de estimulação, a contracção obtida é sempre máxima. No entanto, a "lei" referida anteriormente, não se aplica ao músculo como um todo, uma vez que este é constituído por várias unidades motoras. Este aspecto permite que cada músculo possa desenvolver forças de intensidades gradativas, podendo ir de uma contracção fraca a uma contracção forte.

Na continuação do anteriormente descrito, segundo o princípio de *Henneman*, o recrutamento de diferentes unidades motoras em função da força isométrica máxima, tem início com a activação das unidades motoras que enervam as fibras lentas (por exemplo a 15% da força isométrica máxima). Seguidamente, e para um frequência de estimulação de aproximadamente 40 a 50% da força isométrica máxima, começam a ser activadas as UnM que enervam as fibras do tipo IIa (especificadas mais à frente). Finalmente, a partir de intensidades correspondentes a 70 – 90% da força isométrica máxima, são activadas as UnM que enervam as fibras IIb (rápidas) (Sale, 1992).

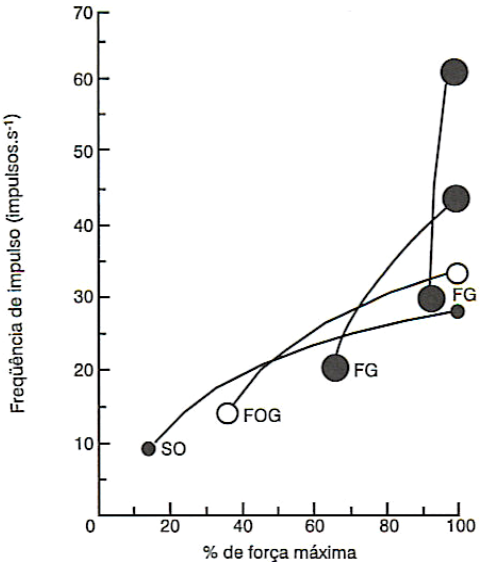

Gráfico 1. Recrutamento de diferentes unidades motoras em função da força isométrica máxima, seguindo o "princípio do Henneman". (De Sale, 1992) (Adaptada de Badillo, 2001).

Apesar da aparente veracidade de todas as informações anteriormente mencionadas, a literatura tem mostrado algumas excepções ao princípio de Henneman.

Segundo Hannertz (1974), Grimby (1977) e Sale (1992), as unidades motoras rápidas podem ser preferencialmente recrutadas, no caso dos movimentos explosivos que têm de ser realizados em velocidade máxima durante um espaço de tempo curto, invertendo assim o princípio do recrutamento com base na dimensão das unidades motoras.

Consequentemente, acredita-se que neste caso, somente seriam activadas as unidades motoras que enervam as fibras IIb. Isto sugere que o SNC possui mecanismos que permitem activar, de modo selectivo, unidades motoras que enervam fibras IIb (rápidas) sem que seja necessário activar antes as fibras lentas. Assim sendo, este fenómeno reflectir-se-ia num aumento da actividade electromiográfica total dos músculos, devido, provavelmente, a um aumento na frequência de impulso nervoso das unidades motoras que enervam as fibras rápidas (Badillo, 2001). Este facto torna-se particularmente importante na presente investigação.

3.1 FREQUÊNCIA DE ACTIVAÇÃO DAS UNIDADES MOTORAS

A força produzida por uma contracção muscular pode ser aumentada não só pelo maior número de UnM recrutadas, mas também pela variação da força produzida por cada UnM individualmente. Este aumento de força pode ser conseguido através de uma maior frequência de activação de cada UnM. A frequência de activação das UnM está intimamente relacionada com a velocidade de contracção, o que por si só, é condição suficiente para que este mecanismo de regulação nervosa adquira um papel preponderante no estudo dos factores neuronais que condicionam a capacidade do músculo produzir força.

Segundo Badillo (2001), para frequências de impulso nervoso compreendidas entre zero e 50 Hz (50 impulsos por segundo), pequenos aumentos de frequência de impulso nervoso são acompanhados de grandes aumentos de força. No entanto, a partir de uma frequência de 50 Hz, não há elevação na produção de força (Sale, 1992). Desta forma, uma unidade motora pode produzir uma grande variação de força conforme varie a sua frequência de impulso nervoso.

3.2 SINCRONIZAÇÃO DAS UNIDADES MOTORAS

A sincronização de UnM pode ser definida como a coincidência temporal dos impulsos de duas ou mais UnM. Um aumento da força de contracção pode ser obtido através da sincronização dos processos de somação temporal. A frequência de activação é o processo responsável pelo controlo da força produzida enquanto que o princípio de recrutamento é aquele que possibilita o atingir da força máxima através de mecanismos mais rápidos e mais potentes.

Neste sentido, quanto maior for a capacidade de recrutar simultaneamente, num dado momento, um elevado número de unidades motoras maior será a força produzida pelo músculo. A utilização do presente mecanismo parece só estar ao alcance de praticantes altamente treinados ao nível do treino da força. Os estudos clássicos de Milner-Brown et al, (1975), mostraram que halterofilistas possuíam uma maior sincronização no disparo das UnM do que os seus sujeitos controlo. Estes autores, observaram também, num estudo longitudinal com um reduzido número de sujeitos (n=4) que, após seis semanas de treino isométrico do primeiro interósseo dorsal, a um aumento de 20% da força isométrica máxima estava associado um significativo incremento de 27% da taxa de sincronização de disparo das UnM. Na continuação do anteriormente mencionado, algumas adaptações ao treino sistemático de força a nível neuromuscular, são um aumento no recrutamento de unidades motoras e maior sincronização das mesmas. Esta melhoria na eficácia dos elementos neuronais, conduz a um aumento no tamanho e número de miofibrilhas com hipertrofia do músculo-esquelético facilmente visível na nossa amostra (Hakkinen e Komi, 1983; Åstrand e Rodahl, 1986).

Se uma maior sincronização de disparo das UnM não conduz a um aumento da força máxima, poder-se-á admitir que contribua para um aumento da taxa de produção de força (Sale, 1988).

4. TIPOS DE FIBRAS MUSCULARES

4.1 FIBRAS TIPO I

As fibras musculares de contracção rápida possuem uma alta capacidade para a transmissão electroquímica dos potenciais de acção, um alto nível de actividade de miosina ATPase, um rápido nível de libertação e captação de cálcio por um retículo sarcoplasmático altamente desenvolvido e um alto ritmo de renovação (*turnover*) das pontes cruzadas, características essas que se relacionam todas com a sua capacidade de gerar energia rapidamente para produzir contracções rápidas e vigorosas. A velocidade intrínseca de contracção e de elaboração de tensão das fibras de contracção rápida é três a cinco vezes maior que aquela das fibras classificadas como de contracção lenta. As fibras de contracção rápida dependem especialmente dos seus sistemas glicolíticos a curto prazo bem desenvolvidos para a transferência de energia. Isso explica como é que estas fibras são activadas nas actividades rápidas e de curta duração, assim como noutras contracções vigorosas, que dependem quase inteiramente do metabolismo aeróbio para a produção de energia.

Estas fibras musculares são classificadas também em subdivisões. A fibra tipo IIa é considerada intermediária, pelo facto da sua capacidade de contracção rápida estar combinada com uma capacidade moderadamente bem desenvolvida para a transferência de energia tanto aeróbica quanto anaeróbia. Estas são as fibras rápidas – oxidativas – glicolíticas.

Outra subdivisão, ou fibra do tipo IIb, possui o maior potencial anaeróbico e constitui a "verdadeira" fibra rápida – glicolítica. A fibra do tipo IIc normalmente é uma fibra rara e indiferenciada que pode participar na reinervação ou na transformação das unidades motoras.

4.2 FIBRAS TIPO II

As fibras de contracção lenta geram energia para a ressíntese do ATP predominantemente através do sistema aeróbio para a transferência de energia. Elas são caracterizadas por um nível de actividade relativamente baixo de miosina ATPase, uma menor capacidade de manipular o cálcio e uma velocidade de contracção reduzida, e uma capacidade glicolítica que é menos bem desenvolvida que as suas congéneres de contracção rápida. As fibras de contracção lenta contêm também numerosas

mitocôndrias relativamente numerosas. É esta concentração de mitocôndrias (acompanhada por citocromos que contêm ferro) combinada com os altos níveis de mioglobina que conferem às fibras de contracção lenta a pigmentação vermelha característica. Acompanhando este mecanismo metabólico mais aprimorado, existe uma elevada concentração de enzimas mitocondriais necessárias para alimentar o metabolismo aeróbio. Assim sendo, as fibras de contracção lenta são resistentes à fadiga e bem apropriadas para o exercício aeróbio prolongado.

As fibras de contracção lenta são classificadas de contracção lenta ou tipo I, ao passo que as fibras de contracção rápida (e as subdivisões propostas) são classificadas como tipo II.

Tabela I: Diferenças entre as fibras tipo I e tipo II (Adaptado de Foss, 2000).

Fibras tipo I	Vermelhas	Tónica	Contracção lenta	Oxidativas lentas
Fibras tipo II	Brancas	Fásicas	Contracção rápida	Glicolíticas rápidas

Tabela II: Diferenças entre as subdivisões das fibras tipo II (Adaptado de Foss, 2000).

FIBRAS TIPO II				
IIA	Rápidas	Oxidativas	Glicolíticas	-
IIB	Rápidas	-	Glicolíticas	-
IIC	Indiferenciadas	Não Classificadas	Intermediárias	De Interconversão

4.3 TIPOS DE CONTRACÇÃO MUSCULAR

A **contracção isotónica excêntrica**, é um dos tipos de contracção muscular, dá-se quando a tensão desenvolvida pelo músculo é inferior à resistência que ele tem de vencer, apesar de o músculo tentar encurtar-se, ocorre um alongamento das fibras musculares. Outro tipo de contracção, a **isotónica concêntrica**, surge quando a tensão desenvolvida pelo músculo é superior à resistência que ele tem de vencer, ocurrendo o encurtamento.

Segundo Echternach (1994) verifica-se, nas contracções isotónicas, que uma maior actividade electromiográfica resulta de uma menor contracção excêntrica, precisando, para fabricar o mesmo nível de tensão na posição de alongamento, de angariar uma menor quantidade de UnM. Este fenómeno provoca que sejam recrutadas menos fibras quando se move uma carga de maneira excêntrica do que quando as deslocamos de forma concêntrica, sendo assim consumida menos energia. Naturalmente, são menores durante o trabalho excêntrico, de acordo com Bach *et al.* (1991), os valores dos lactatos sanguíneos, da frequ~encia cardíaca e do volume de oxigénio.

Uma célula muscular desenvolve, quando estimulada ao máximo, uma determinada força num comprimento fixo (Berne e Levy, 1989). Quando a resistência que o músculo tem que vencer for igual à tensão desenvolvida por este, dá-se uma **contracção muscular isimétrica**, mantendo-se basicamente inalterado o comprimento das fibras musculares (Schmidtbleicher, 1992).

Existe ainda, quando os músculos são periodicamente sujeitoa a um ciclo muscular de alongamento-encurtamento, a necessidade de considerar a forma natural de funcionamento muscular. Os músculos não funcionam na grande maioria dos gestos desportivos, segundo Komi (1984) de maneira exclusivamente isométrica, concêntrica ou excêntrica, mas sim num **ciclo muscular de alongamento/encurtamento**. Assim, a força desenvolvida pelo músculo é maior no seu comprimento de repouso, visto que o número de pontes cruzadas entre a actina e a miosina é igualmente maior nesta posição.

Esta forma de funcionamento muscular é relativamente independente das outras formas de manifestação da força e é regulada, essencialmente, pela qualidade do padrão de activação nervosa dos músculos desenvolvidos, isto é, pelo balanço entre os factores nervosos facilitadores e inibidores da contracção muscular.

Assim sendo, existem também órgãos sensoriais nos músculos e nas articulações que conduzem informações sensoriais para o sistema nervoso central.

CAPÍTULO II - OBJECTIVOS

1. OBJECTIVOS GERAIS

No seguimento de um projecto realizado no ano transacto, o objectivo deste trabalho é verificar se o exercício proposto (curl-up) é eficaz no *Rectus abdominis* inferior e se pode causar danos ao nível lombar.

Devido à investigação nesta área ser reduzida, torna-se oportuno a realização deste estudo, outra razão reside no facto de os músculos abdominais e os músculos lombares terem um papel fundamental na manutenção de uma boa postura corporal.

2. OBJECTIVOS ESPECÍFICOS

Este trabalho apresenta como objectivos específicos analisar o exercício curl-up nas suas vertentes de treino e influência lombar (positiva ou negativa). Assim sendo verificar se:

I. A actividade neuromuscular do músculo *Rectus abdominis* ao longo das sessões e verificar se o exercício, de facto produz hipertrofia (treino);
II. A actividade neuromuscular do músculo *Erector spinal* ao longo das sessões, verificando se este é positiva ou negativamente afectado com o exercício;

CAPÍTULO III - METODOLOGIA

1. CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

A amostra foi constituída por alunos do sexo masculino do primeiro ano do Curso de Educação Física, da Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade de Coimbra.

2. CRITÉRIOS DE SELECÇÃO DA AMOSTRA

Para a realização do presente estudo, foram seleccionados, exclusivamente, indivíduos do sexo masculino. Esta opção deveu-se ao facto de os indivíduos do sexo feminino possuirem ciclos hormonais, variando os índices de força a cada dia, sendo por isso bastante complexo a realização deste teste. Além disso, o número de participantes do sexo feminino onde foi recrutada a amostra, não satisfazia o número mínimo.

Relativamente à idade mínima, foi estabelecida a idade de 19-20 anos pois, apesar de alguma controvérsia existente na bibliografia consultada, Gallahue (2003) defende que a maturação do sistema muscular, ósseo e articular, é atingida nesta idade.

No que diz respeito à idade máxima dos participantes, não foi colocada qualquer limitação.

3. EXPLICAÇÃO DO PROTOCOLO

A presente investigação decorreu no Laboratório de Biocinética da Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade de Coimbra e teve como base um protocolo relativamente extenso, cujos vários pontos passo a explicar.

Assim, após recrutada a amostra, e já na presença dos voluntários, procedemos à explicação de todo o protocolo dos testes a realizar. Todos os indivíduos consentiram participar voluntariamente no estudo, tendo assinado um termo de consentimento informando que lhes permitia desistir do estudo que qualquer momento, bastando para isso que fosse essa a sua vontade.

Procedeu-se então à caracterização de todos os indivíduos, através da avaliação da composição corporal. Através do recurso a medidas antropométricas das variáveis

somáticas: massa corporal, estatura, perímetro abdominal e pregas de gordura cutâneas (tricipital, subescapular, supra ilíaca e abdominal).

De imediato foram colocados os eléctrodos de superfície, utilizados para o registo electromiográfico dos músculos *Rectus abdominis* e *Erector spinal*.

Efectuados estes procedimentos, os voluntários executavam o exercício curl-up, em duas repetições com um intervalo de oito minutos de repouso entre elas.

A realização dos testes teve a duração de seis semanas, sendo que em cada uma delas se efectuavam duas sessões, com duas repetições por sessão.

De referir, que todos os dados foram assinalados numa ficha de registos, assim como qualquer ocorrência anómala, sucedida antes, durante e imediatamente após o protocolo.

4. CARACTERIZAÇÃO ANTROPOMÉTRICA

As medições, de uma forma geral, foram executadas com o indivíduo na posição anatómica de referência: posição vertical, com o olhar dirigido para a frente, membros superiores suspensos e paralelos ao tronco, palmas das mãos orientadas para a frente e membros inferiores unidos e em extensão.

4.1 ESTATURA

Após a colocação da régua do estadiómetro (marca HARPENDEN®, modelo 98.603), os participantes descalçaram-se e colocaram-se de costas para a mesma, a estatura ou altura total do corpo, foi medida entre o *vertex* e o plano plantar, estando a cabeça com o plano de *Frankfurt* paralelo ao solo e o corpo na posição anatómica. Efectuados estes procedimentos, o observador deslocou o cursor até este tocar no *vertex* da cabeça do indivíduo.

Por fim, o indivíduo retirou-se da posição de medida, de modo a permitir uma observação precisa e consequente registo por parte do observador. Os resultados foram expressos em centímetros, com aproximação às décimas.

4.2 MASSA CORPORAL

Os participantes descalços e com vestuário leve ("t-shirt" e calções), colocaram-se em cima da balança digital portátil (marca SECA®, modelo 770), na posição já referida e imóveis. Os valores foram expressos em quilogramas (kg), com aproximação às décimas. Tem capacidade de 200Kg e uma graduação de 100g.

Figura 5. Balança mecânica portátil SECA®, Modelo 770.

4.3 PREGAS DE ADIPOSIDADE CUTÂNEA

As pregas de adiposidade cutânea, ou "skinfolds", são medidas dos valores dos depósitos de gordura cutânea, sendo geralmente utilizadas em formas de estimação antropométrica da composição corporal *(Sobral e Silva, 2001)*.

Figura 6. Adipómetro SLIM GUIDE® (P= 10g/mm^2)

Todas as pregas foram medidas no lado direito do indivíduo (à excepção da prega abdominal sendo realizada 5 cm para a esquerda do *omphalion.*, estando a musculatura relaxada (Sobral e Silva, 2001).

Utilizando o polegar e o indicador em forma de pinça, destacou-se com firmeza a pele e a gordura cutânea dos outros tecidos subjacentes. De seguida, colocaram-se as pinças do adipómetro (marca SLIM GUIDE®, com pressão constante de 10 g/mm^2 e precisão até às décimas de centímetro) dois centímetros ao lado dos dedos e a uma profundidade de um centímetro. A leitura foi realizada em milímetros, dois segundos após a colocação do adipómetro.

De referir, que todas as medições foram realizadas em triplicado, alternadamente, sendo posteriormente registada a média das três medições.

- Prega de gordura tricipital: a medição da prega tricipital foi realizada verticalmente, na face posterior do braço direito, a meia distância entre os pontos *acromiale* e *radiale*;
- Prega de gordura subescapular: a prega subescapular é oblíqua, dirigida para baixo e para o exterior (formando um ângulo de 45 graus com o plano horizontal), medida imediatamente abaixo do vértice inferior da omoplata direita;
- Prega de gordura supra ilíaca: a prega supra ilíaca é ligeiramente oblíqua, dirigida para baixo e para dentro, medida acima da crista ilíaca e sobre a linha midaxilar;
- Prega de gordura abdominal: a prega abdominal é vertical e paralela ao eixo longitudinal do corpo. É medida 5 centímetros para a esquerda do *omphalion* (cicatriz umbilical).

4.4 CIRCUNFERÊNCIA ABDOMINAL

As circunferências musculares proporcionam informações sobre a totalidade das estruturas morfológicas na secção transversal do segmento (*Sobral e Silva*, 2001) e podem também ser denominadas de perímetros musculares.

A sua medição foi efectuada com uma fita métrica flexível, da marca HOECHSTMASS®, no lado direito do indivíduo e ao nível da maior circunferência. Os valores foram registados em centímetros, com aproximação às décimas.

Figura 7. Fita métrica flexível HOECHSTMASS®.

- Circunferência abdominal: circunferência medida ao nível do *omphalion* (cicatriz umbilical).

5. COMPOSIÇÃO CORPORAL

O índice de massa gorda foi determinada através da fórmula:

((P. Subscapular+P. Tricipital+P. Suprailíaca+P. Abdominal)*0.153)+5,783 (Sobral e Coelho e Silva, 1997)

O índice de massa corporal foi determinada através da fórmula:

Peso(Kg)/Estatura(m)^2

(Sobral e Coelho e Silva, 1997)

6. TESTE DE FORÇA E RESISTÊNCIA ABDOMINAL, SEGUNDO O PROTOCOLO DO FITNESSGRAM®

6.1 PROCEDIMENTO

Tal como foi referido no início deste capítulo, o exercício abdominal realizado é vulgarmente designado por curl-up, efectuou-se da seguinte forma:

Cada participante colocou-se sobre um colchão (200x100x5cm) rígido e isolante, na posição de decúbito dorsal, com ligeira flexão dos membros inferiores (90º). As mãos colocadas na cabeça, com os dedos a rodearem a cavidade auditiva **(Figura 9).**

O teste teve início com uma flexão da coluna dorsal, no momento da ascensão frontal do tronco. Primeiramente, eleva-se a cabeça, seguindo-se o enrolamento dos ombros. Os cotovelos devem manter uma linha recta com os ombros **(Figura 10)**. Na descida, é fundamental tocar com as omoplatas no chão, seguindo-se nova cadência. A elevação será máxima que o voluntário consiga atingir

Figura 8. Posição inicial do movimento.

Figura 9. Posição final do movimento.

O participante realizou o teste de forma contínua e ritmada, respeitando com rigor a cadência (vinte abdominais por minuto) imposta pelo sinal sonoro proveniente da reprodução de um *CD*, com a gravação do Teste de Força e Resistência Abdominal do *FITNESSGRAM*®.

Este movimento foi executado pelos participantes tantas vezes quantas foram possíveis, até um limite máximo de 80 repetições (dado que o Teste do FitnessGram apenas possui 4 minutos).

Caso o atleta não respeitasse algum dos procedimentos obrigatórios do teste, na execução de duas repetições, ou levantando os pés do solo, o teste era terminado e contabilizado até esse momento.

7. ELECTROMIOGRAFIA (EMG)

Para que, na execução teste anteriormente mencionado, fosse possível a análise electromiográfica dos músculos *Erector spinal* e *Rectus abdominis*, foi necessário respeitar com enorme rigor, um conjunto de procedimentos, que directa ou indirectamente poderia afectar os resultados obtidos.

Assim, os procedimentos para a recolha dos dados electromiográficos (destes dois músculos) foram divididos em duas fases:

7.1 PREPARAÇÃO DA EMG

Para o registo electromiográfico foi utilizado um sistema MEGAWIN® modelo ME6000, onde foram inseridos alguns dados individuais do atleta (nome, data de nascimento). O amplificador diferencial deste sistema apresentava uma razão de rejeição do modo comum (CMRR) (capacidade de eliminar actividades eléctricas estranhas no ambiente circundante) de 110 dB, um ganho de 305 com sensibilidade de 1 μv e um filtro de 8 a 500 Hz.

Figura 10. Sistema de registo electromiográfico

Após realizado o registo do participante, foram seleccionados os quatro canais a utilizar e os músculos cuja actividade eléctrica será registada. Seguidamente, o monitor ilustrou uma imagem do local e da orientação precisa, confirmando a colocação dos eléctrodos.

7.2 PREPARAÇÃO DO ATLETA (COLOCAÇÃO DOS ELÉCTRODOS)

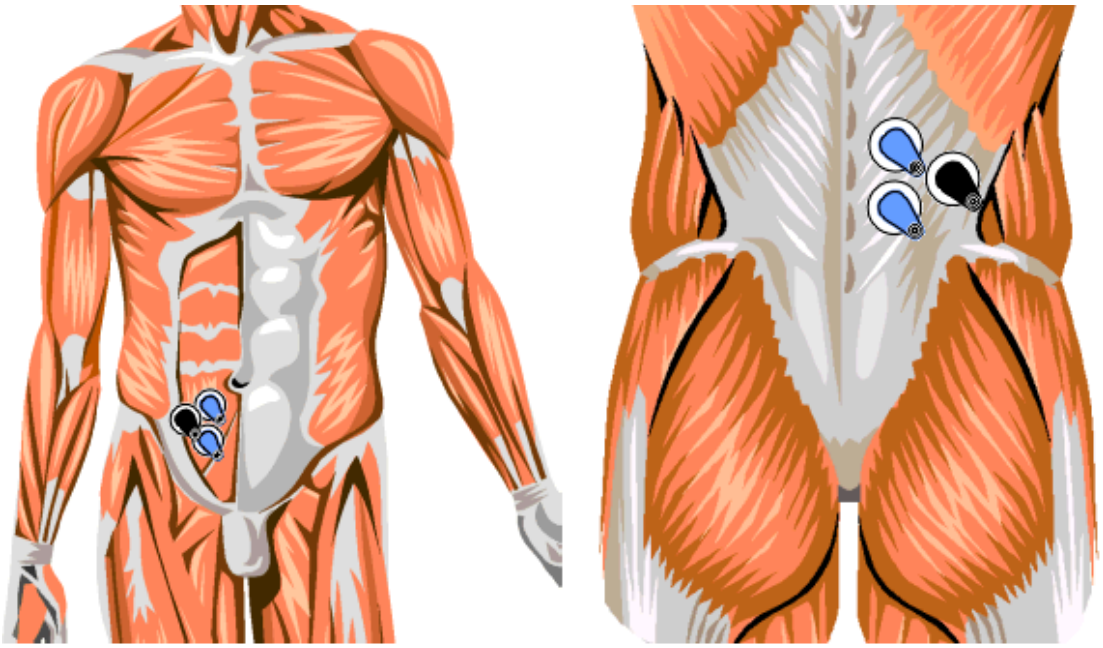

Figura 11. Local de colocação dos eléctrodos de registo (cor azul) e de referência (cor preta), para o músculo *Rectus abdominis* (esquerda da figura) e *Erector spinal* (direita da figura).

Em primeiro lugar, nos casos considerados necessários, foi realizada a depilação dos indivíduos, com uma lâmina descartável. A limpeza da pele foi efectuada com a utilização de algodão embebido em álcool etílico, removendo-se a oleosidade e as células mortas. Para além disso, e apesar dos eléctrodos de superfície (marca *BLUE SENSOR*®, modelo ECG Electrodes) virem preparados com um anel aderente, foi colocado um adesivo, de forma a evitar que o movimento ou mesmo o suor os pudesse descolar.

Em cada um dos músculos foram colocados três eléctrodos, dois para a detecção do sinal produzido por cada músculo (uma vez que o registo é bipolar), e um terceiro eléctrodo, de referência.

Depois, analisou-se o local onde seriam colocados os eléctrodos, tendo em atenção toda a anatomia óssea e muscular. Por fim, colocaram-se os eléctrodos nos lados direito e esquerdo nos dois músculos estudados (como ilustrado na figura), paralelos ao sentido das fibras musculares, a fim de assegurar a monitorização de uma actividade eléctrica do músculo, ao mesmo tempo, reduzir a actividade eléctrica extrínseca. Por sua vez, o eléctrodo foi (como demonstrado) no ventre muscular adequado, pois desta forma assegura uma melhor condução do feixe nervoso.

Por fim, os quatro canais foram conectados com os eléctrodos anteriormente colocados, de forma a que a sua colocação não perturbe a acção do participante na realização do teste, quando necessário, com fixação dos cabos.

7.3 PROCEDIMENTOS DURANTE O TESTE

No preciso momento inicial do teste foi activado, em simultâneo, o aparelho de registo electromiográfico e o sinal sonoro que impôs a cadência (estabelecida em 20 repetições por minuto), permitindo a manutenção de um movimento contínuo e ritmado, como já foi referido.

Os sinais detectados foram transferidos em tempo real para o computador e posteriormente tratados e analisados

7.4 PROCEDIMENTOS APÓS O TESTE

Cessado o teste, o registo foi interrompido e os cabos foram desconectados. Os eléctrodos apenas foram retirados após a execução do último teste. Este procedimento foi efectuado cuidadosamente, de forma a não provocar danos na pele do participante, e, seguidamente, foi utilizado algodão embebido em álcool para limpar a pele, retirando os vestígios de gel e da substância aderente fixados à mesma.

Posteriormente foram analisados todos os resultados. Os parâmetros escolhidos para avaliação foram:

1. *Raw Free* (em bruto);
2. *RMS do EMG*;
3. *Average Spectrum do EMG*;
4. *Resultados básicos*

Após retirar os dados do computador do laboratório de biocinética, exclusivo para a electromiografia, todos eles foram tratados no programa Microsoft Office Execel 2003 e colocados em tabelas. O último passo foi a distribuição em Histogramas e gráficos de linhas.

CAPÍTULO IV – APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DE RESULTADOS

1. CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

A amostra que permitiu a realização deste estudo foi constituída por oito atletas do sexo masculino, com idades compreendidas entre os 19 e os 21 anos, sendo a média de idades de 19,63 ± 0,74 anos.

Tabela III: Caracterização da amostra, em termos de estatura, peso, perímetro, índice de massa corporal e índice de massa gorda.

	Mínimo	**Máximo**	**Média+/-sd**
Estatura (cm)	165.4	183.8	174.8+/-5.39
Massa corporal (Kg)	62.5	77.6	67.96+/-5.35
Perímetro (cm)	72.5	79.2	75.43+/-2.74
Índice de massa corporal ($kg.m^{-1}$)	18.5	22.2	19.49+/-1.23
Índice de massa gorda (Kg)	9.3	12.6	10.50+/-0.96

Analisando a Tabela III podemos constatar que:

A média da estatura é de 174.8+/-5.4cm.

No que concerne à média da massa corporal dos atletas o resultado foi de 67.96+/-5.35Kg.

No que diz respeito ao perímetro abdominal, verificou-se que a média inicial é de 75.43+/-2.74cm e a final é de 75.78+/-2.46cm, ou seja, são apresentadas diferenças pouco significativas para o nosso estudo.

Relativamente à composição corporal, a média inicial do índice de massa corporal (IMC) apresentada pelos indivíduos foi de 19.49+/-1.23 $kg.m^{-1}$ (peso normal segundo ACSMS, 2001) e a média inicial do índice de massa gorda (IMG) foi de 10.5+/-0.96Kg. As médias finais, registadas para o IMC e para o IMG foram de 19.67+/-1.19 $kg.m^{-1}$ e de 10.41+/-0.73Kg, respectivamente.

Como podemos constatar, os valores inicias do IMC, IMG e do perímetro abdominal não variam muito dos valores finais, a Tabela IV mostra-nos a evolução destes dois índices e do perímetro abdominal, medidos em três momentos, no início, na 3ª semana e no final do programa de seis semanas.

Tabela IV: Resumo dos resultados obtidos no IMC, IMG e perímetro abdominal.

	IMC Média+/-sd	**IMG** Média+/-sd	**Perímetro Abdominal** Média+/-sd
Inicial	19.49+/-1.23	10.50+/-0.96	75.43+/-2.74
Após 3 semanas	19.64+/-1.17	10.41+/-1.10	75.78+/-2.50
Final	19.67+/-1.19	10.41+/-0.73	75.78+/-2.46
Evolução	↑	↓	↑

↑ - Aumento do inicio para o fim das sessões ↓ - Diminuição do inicio para o fim das sessões

Assim sendo, com base nos valores registados verificamos que no IMC, IMG e perímetro abdominal não se registam alterações significativas ao longo das seis semanas, isto pode ser devido ao facto de os indivíduos apenas realizarem o trabalho de abdominais, ou seja um trabalho de tonificação muscular e não realizarem trabalho aeróbio, de forma a reduzir a adiposidade alojada na zona abdominal

Em relação às pregas de gordura, o quadro seguinte resume a média e o desvio padrão registados:

Tabela V: Valores apresentados pela amostra para as pregas de adiposidade cutânea, subscapular, tricipital, suprailíaca e abdominal.

	Mínimo	**Máximo**	**Média+/-sd**
Subscapular	6.5	9.5	8.13+/-0.99
Tricipital	4	9	6.56+/-1.84
Suprailíaca	5	10	7.38+/-1.60
Abdominal	6.5	16	3.11+/-8.75

2. ELECTROMIOGRAFIA

Após a elaboração dos testes, foram elaborados gráficos referentes à amplitude (% de contracção máxima), que nos permite determinar a intensidade de activação do músculo, ou seja, o número de UnM recrutadas. Os dados foram recolhidos em três momentos distintos, na primeira semana, na terceira semana e na sexta semana e referem-se às cinco primeiras contracções em cada exercício e às cinco últimas.

Iniciamos a análise pelo músculo *Erector spinal* que aumenta do início das contracções para o final das mesmas, nos três momentos estudados (Gráficos 2). Ainda assim este aumento não é significativo, se tivermos em conta o gráfico 3, onde

verificamos que apesar de haver um aumento até à 10ª – 15ª repetição, a amplitude estabiliza.

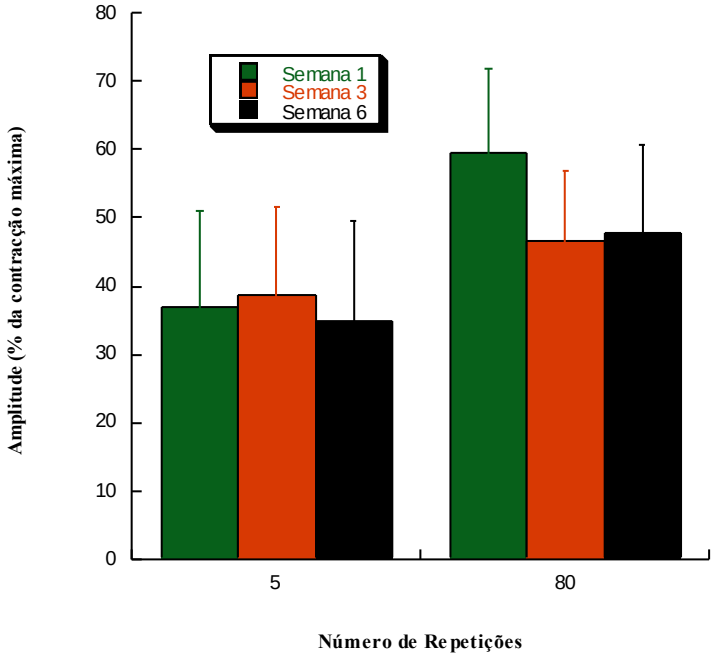

Gráfico 2: Amplitude para o músculo *Erector spinal* nas cinco primeiras contracções em cada exercício e nas últimas cinco (75-80 repetições), ao longo das seis semanas.

Podemos ainda constatar que na primeira semana o número de UnM solicitadas para as últimas cinco contracções foi maior que em qualquer outra semana. Isto pode dever-se ao facto de o músculo se ter adaptado, ao longo das semanas de treino, à carga que lhe era aplicada (80 repetições por exercício). Por isso verificamos uma anomalia na terceira semana, que aqui representa o pico atingido pelos sujeitos da amostra. Outra explicação para que se verifiquem estes resultados pode residir no facto de os indivíduos no início das sessões não executarem correctamente o exercício, o que provocava um grande esforço na zona lombar.

Tendo em conta que um músculo está a ser treinado quando tem no mínimo valores de amplitude entre os 40 e os 60%, no início do exercício não existe trabalho, ocorrendo o contrário nas últimas repetições, ainda que pouco significativo.

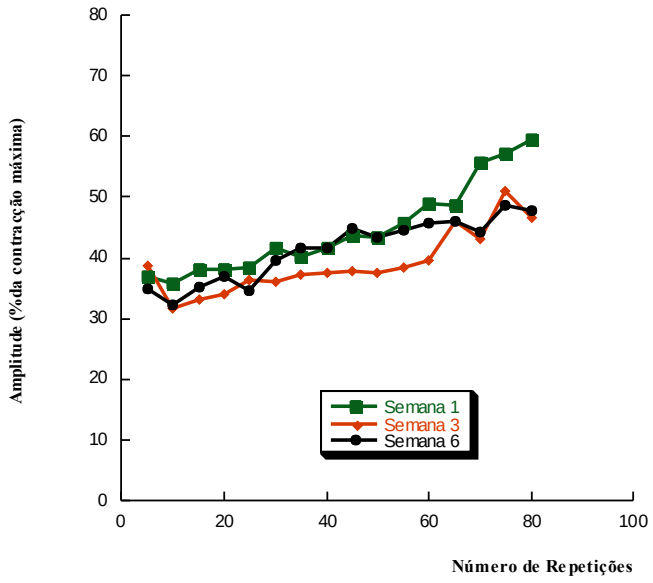

Gráfico 3: Amplitude para o músculo *Erector spinal* ao longo das seis semanas.

Embora este seja um exercício de máxima curvatura, mas não de curvatura exagerada, verificamos que este músculo não sofre cargas negativas, se o exercício for executado correctamente, o que vem apoiar Calldwell *et al*. (2003).

Nenhum dos indivíduos em repouso, ou seja, sem haver qualquer tipo de contracção, registou sinal electromiográfico, o que nos indica que este músculo lombar não possui qualquer anomalia.

Relativamente ao músculo Rectus abdominis, nos três momentos avaliados, a amplitude aumenta do início para o final do exercício (Gráficos 4 e 5).

Na primeira semana o número de UnM solicitado é inferior ao número de UnM na sexta semana, ainda que esta diferença seja mínimo e pouco significativo. Apenas encontramos diferenças quando comparamos as cinco primeiras contracções, tendo em conta as restantes, que ao longo das repetições estabilizam.

Tal como se verificou no *Erector spinal*, este músculo não é treinado no início das contracções, mas apenas perto do final destas.

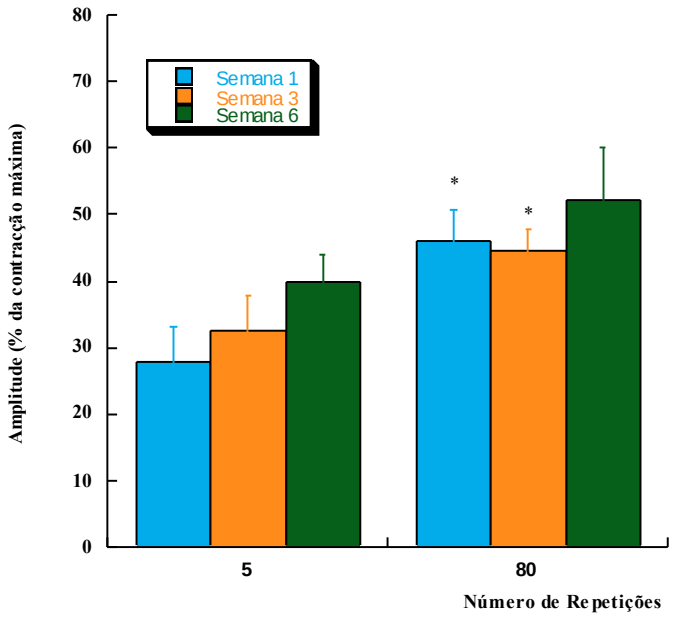

Gráfico 4: Amplitude para o músculo *Rectus abdominis* nas cinco primeiras contracções em cada exercício e nas últimas cinco (75-80 repetições), ao longo das seis semanas.

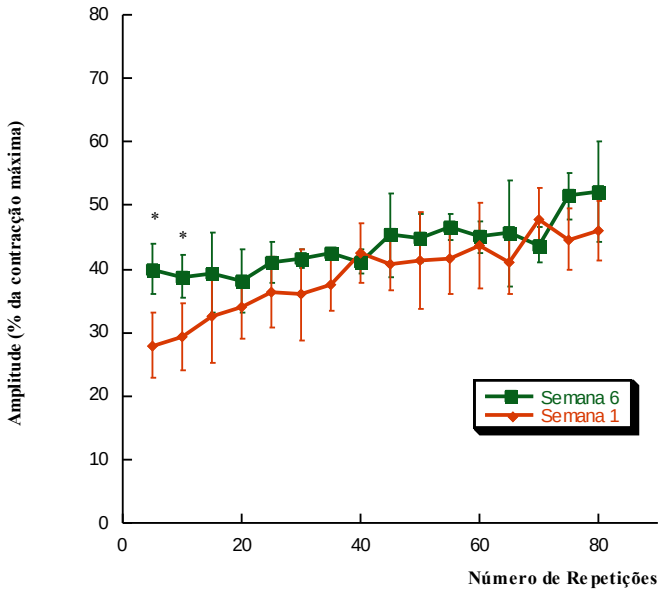

Gráfico 5: Amplitude para o músculo *Rectus abdominis* ao longo das seis semanas.

CAPÍTULO V - CONCLUSÕES

Após a análise dos resultados obtidos, este permitem-nos sugerir que para esta amostra e com este desenho experimental:

a) A actividade neuromuscular do músculo *Erector spinal* não apresenta diferenças estatisticamente significativas quer entre as cinco primeiras contracções e as cinco últimas contracções, quer entre a primeira semana de trabalho e a sexta semana;

b) A actividade neuromuscular do músculo *Rectus abdominis* apresenta diferenças estatisticamente significativas entre o as cinco primeiras contracções e as cinco últimas contracções da primeira e da sexta semana, mas não apresenta diferenças entre o início das sessões e o final.

Este exercício não trás qualquer malefício para a região lombar, mas ao mesmo tempo, com esta amostra e este número de repetições, não é ideal para o fortalecimento quer do músculo *Rectus abdominis* quer para o músculo *Erector spinal*.

CAPÍTULO VI - BIBLIOGRAFIA

Alexiev A.R.; *Some differences of the electromyography erector spinae activity between normal subjects and low back pain pacients during the generation of isometric trunk torque*; Electromyogr. Clin. Neurophysiol.; 34(8):495-9; 1994

Åstrand, P., Rodahl K.; Textbook of Work Physioloy. McGraw-Hill. New York; 1986.

Bankoff D.P., Furlani, J.; Estudo *eletromiografico dos músculos: reto abdominal e obliquo externo*; Revista Brasileira Ciência e Morfologia; 2 (2); 48-54, 1985.

Basmajian, J. V. e De Luca, C. J. *Muscles alive. Their functions revelead by electromyography*, 5th ed, Baltimore: Williams & Wilkins, 1985;

Beim G.M., Giraldo J.; *Abdominal Strengthening exercises: A comparative EMG* Study Journal Orthopaedic Sports Physical Therapy 5: 11-20, 1997.

Berne R.M., Levy M.N.; *Principles of physiology*; 2nd Edition; Mosby-Year Book Inc.; Missouri; 1996

Burke D, Hagbarth K E, Skuse N F. Recruitment order of human spindle endings in isometric voluntary contractions. *J Physiol* (London). 285: 101-112, 1978;

Caldwell J.S., MacNair P.J., Williams M.; *The effects of repetitive motion on lumbar flexion and erector spinae muscle activity in rowers;* Clin. Biomech.; 18(8): 704-11; 2003.

Chen J., Ding J.S., Wang Z.L., Yang L.; *Analysis of surface electromyography on repetitive lifting task-induced fatigue of back muscles;* Tongji Medical College, Huazhong Science and Technology University, Wuhan; China; 2002.

Dolan P., Adams M. A.; *repetitive lifting tasks fatigue the back muscles and increase the bending moment acting on the lumbar spin*; J. Biomech.; 31(8): 713-21; UK; 1998.

Echternach J.L.; *Introduction to electromyography and nerve conduction testing. A laboratory;* Slack, Virginia; 1994.

Foss, M. e Keteyian, S. *Bases Fisiológicas do Exercício e do Esporte*, 6ª ed, Guanabara--Koogan, 2000;

Gallahue, D.; Ozmun, J.; Compreendendo o Desenvolvimento Motor: bebés, crianças, adolescentes e adultos; 2ª Edição; Phorte Editora; São Paulo, 2003.

Gupta A.; *Analyses of mio-electrical silence of erector spinae*; J. Biomech. 34(4):491-6; 2001.

Guyton, A. *Fisiologia Humana e Mecanismos das Doenças*, 6ª ed, Guanabara-Koogan, 1992;

Guyton, A. e Hall, J. *Tratado de Fisiologia Médica*, 9ª ed, Guanabara-Koogan, 1997;

Henneman, E., & Mendell, L. M.; Functional organization of motoneurone pool and its inputs; V. B. Brooks (Ed.); Handbook of Physiology (Vol. II, pp. 423 - 507); American Physiological Society; Bethesda; 1981.

Kankaanpaa M. Taimela S., Webber C.L., Airaksinen O., Hanninen O.; *Lumbar paraspinal muscle fatigability isoinertial loading*: EMG spectral indices, Borg scale and endurance time; Eur. J. Appl. Physiol. 76: 236±242; 1997.

Kippers, V. *Electromyographic equipment and data collection*. The University of Queensland. Austrália, 1999;

Kippers, V. *Electromyographic equipment & interpretation*. The University of Queensland. Austrália;

Kippers, V. *Electromyographic normalisation and biological applications*. The University of Queensland. Austrália;

Kippers, V. *Electromyography – Principles and Biological Bases of EMG*. The University of Queensland. Austrália, 1999;

Komi P.; *Physiological and biomechanical correlates of the muscle function: effects of muscle structure and stretch shortening cicle on force and speed*; L. Teljung Edition; Exercise and Sport Ciences Reviews; The collomor press; New York; 1984.(vol.12, pp.81-121)

Konrad P:, et al; *Neuromuscular Evaluation of Trunk-Training*; Journal of athletic training; University of Dormund; 2001.

Marras W.S., Mirka G.A.; *Electromyographic studies of the lombar trunk musculature during the generation of low-level trunk acceleration;* J. Orthop. Res. 11(6); 811-7; 1993

Miles, T. S. The control of human motor units. *Clin Exp Pharmacol Physiol.* 21(7): 511-520, 1994;

Milner-Brown, H. S., & Stein, R. ; The relation between the surface electromyogram and muscle force; J Physiol; 246, 549-569; 1975.

Morrenhof, J., e Abbink, H. Cross-correlation and cross-talk in surface electromyography. *Electromyographic and Clinical Neurophysiology*, 25: 73-79, 1985;

Nagamachi A., Ikata T., Katoh S., Morita T.: *Spectral analysis of Erector spinae muscle surface electromyography as an index of exercise performance in maximal treadmill running*; J. Med Invest. 47(1-2); 29-35; 2000

Peterson L., Rendstrom P.; *Lesiones desportivas – Prevención e tratamiento*; editorial JIMS; 1989.

Pezarat P., Santos P., Veloso A e Cabri J. *Electromiografi*a. Lisboa: Edições FMH, 1993;

Potvin, J. R., Norman, R.W; *Quantification of Erector Spinae Muscle Fatigue During Prolonged Dinamic Lifting Tasks*. Eur. J. Appl. Physiol. 67:554-562, 1993.

Powers, S. e Howley, E. *Exercise Physiology – Theory and application to Fitness and Performance*, 3th ed, USA: Brown & Benchmark, 1997;

Ribeiro H.M., Filho J.F., Novaes J.S.; *A eficácia de três exercícios abdominais para teste de resistência muscular localizada;* Fitness & Performance; Vol. 1; 37-44; 2002.

Sale, D.; Neural adaptations to resistance training. Med Sci Sports Exerc; 20, S13 S145; 1988.

Sale, D.; Neural Adaptation to strength training. In: Strength and power in sport. Edicted byP. Komi; Blackwell Scientific Publication. London, 1992.

Sartima, Monfort M, Fuster MA; *Muscle activity in upper and lower Rectus abdominus during abdominal exercise;* Ach. Phys. Med. Rehabil.; Vol. 77; 1293-1297; December, 1998.

Schmidtbleicher D.; *Trainig for power events in P. v: Komi (Ed), Strength and power in sport* (Blackwell Scientific Publications ed., pp.381-395); IOC Medical Commission; Oxford; 1992.

Seely, R. Stephens, T. e Tate, P. *Anatomia e Fisiologia*, 3ª ed, Lisboa: Lusodidata, 1997;

Silva M. J.; Sobral F.; *Cineantropometria - curso básico*; Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade de Coimbra, 1997

Vera-Garcia F.J.; *Abdominal Muscle response during curl-ups on both stables and labile surface*; Phy. Ther.; 2000

Winter, D. A. *Biomechanics and motor control of human movement*, 2nd ed, New York: John Wiley & Sons, 1990.

Anexos

TERMO DE RESPONSABILIDADE

Eu,_____
_____,
portador do B.I. nº _____, declaro que participo de livre vontade na realização de um estudo de análise do desempenho de dois músculos, na realização de um protocolo, a realizar no Laboratório de Biocinética da Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade de Coimbra.

Fui informado sobre o referido estudo, bem como todos os procedimentos dos testes que vou realizar e os riscos e desconfortos resultantes. Conhecendo esses riscos e desconfortos, e tendo tido a oportunidade de fazer perguntas que foram respondidas satisfatoriamente, escolho de livre vontade participar nos testes.

Assim sendo, comprometo-me a seguir todas as orientações dadas pelos responsáveis da investigação, compreendendo que a qualquer momento posso abandonar este projecto de investigação, se for essa a minha vontade.

Coimbra,____ de_____ de 2006

_____ _____

(Sujeito estudado) (Responsável pela Investigação)

FICHA DE MEDIÇÕES

Data:___/___/___ Sessão nº:____

1. Dados pessoais

Nome:_____

Data de Nascimento:____/____/19___ Idade:_____

Contacto:_____

2. Medições Antropométricas

Massa corporal:_____Kg Estatura:_____cm

Pregas de Adiposidade	Subescapular	
	Tricipital	
	Suprailíaca	
	Abdominal	

_____

(Responsável pela Investigação)

FICHA DE REGISTOS DIÁRIOS

Data:___/___/2006 Sessão nº:___

Hora	Inicio do teste	
	Fim do teste	

Perímetro (cm)	Inicio do teste	
	Fim do teste	