

Ana Isabel Venâncio Clemente

**Método DeLorme *versus* Electroestimulação no fortalecimento muscular do quadríceps**

**Universidade Fernando Pessoa – Faculdade de ciências da saúde**

Porto, Novembro 2008



Ana Isabel Venâncio Clemente

**Método DeLorme versus Electroestimulação no  
fortalecimento muscular do quadríceps**

**Universidade Fernando Pessoa – Faculdade de ciências da saúde**

Porto, Novembro 2008

**Método DeLorme versus Electroestimulação no fortalecimento muscular do  
quadricípete**

**Autor: Ana Isabel Venâncio Clemente**

**Ass.:** \_\_\_\_\_

Monografia apresentada à Universidade Fernando Pessoa,  
como parte dos requisitos para obtenção do grau de  
licenciado (a) em Fisioterapia.

## Resumo

**Objectivo de Estudo:** Verificar se existem diferenças na avaliação da "Maximal Average Peak Torque" dependendo do método utilizado (método DeLorme e Electroestimulação), e verificar qual dos métodos é o mais eficaz no fortalecimento muscular. A avaliação da "Maximal Average Peak Torque" foi avaliada pelo dinamómetro isocinético *Gymnex Iso 1*.

**Metodologia:** Neste estudo, a amostra foi constituída por 27 indivíduos, 14 do sexo feminino e 13 do masculino, aparentemente saudáveis, estudantes universitários da Universidade Fernando Pessoa do curso de Fisioterapia, com a média de idades de  $21,89 \pm 1,55$  anos, compreendidas entre 20 e 25 anos. O peso médio foi  $64,72 \pm 11,80$  kg e a altura média foi de  $1,72 \pm 0,09$  cm. A amostra foi dividida em três grupos, cada um constituído por nove indivíduos, escolhidos aleatoriamente. O Grupo A foi submetido ao método de DeLorme; grupo B ao protocolo de electroestimulação, com corrente de Kots; e o grupo C o de controle, que apenas realizou as avaliações de força muscular. Os participantes realizaram uma avaliação inicial e uma reavaliação no final do protocolo de fortalecimento, no dinamómetro isocinético, aparelho que permite medir a força isométrica máxima. O programa de fortalecimento teve a duração de quatro semanas, em que o protocolo de DeLorme foi aplicado durante quatro dias, e ao quinto era determinado a nova resistência máxima, enquanto a electroestimulação foi aplicada durante três dias por semana. Foram realizados dois momentos de avaliação, um inicial e outro após a aplicação dos protocolos de fortalecimento.

**Resultados:** Verificou-se que tanto o método DeLorme como a electroestimulação aumentam de forma estatisticamente significativa ( $p \leq 0,05$ ) a força no grupo muscular quadríceps. Contudo, quando comparamos a eficácia dos dois métodos entre si registaram-se diferenças, mas estas não eram estatisticamente significativas. O método de DeLorme e a electroestimulação demonstram ser uma mais valia no fortalecimento muscular.

**Palavras-chave:** Força muscular; Dinamómetro isocinético; Electroestimulação; DeLorme; Quadríceps.

## **Abstract**

**Objective:** Verified whether there are differences in assessing the "Maximal Average Peak Torque" depending on the method strengthening (DeLorme and electrostimulation), and see which of these methods is most effective. The assessment of "Maximal Average Peak Torque" was evaluated by isokinetic dynamometer *Gymnex Iso 1*.

**Methods:** In this study, the sample was composed of 27 individuals, 14 females and 13 males, apparently healthy, students at the University Fernando Pessoa in the course of Physiotherapy, with average age of  $21.89 \pm 1.55$  years, between 20 and 25 years. The average weight was  $64.72 \pm 11.80$  kg and the average height was  $1.72 \pm 0.09$  cm. The sample was randomly divided into three groups, with nine individuals each. The Group A was submitted to the DeLorme method, group B to the electrostimulation protocol with Kots modality, and group C, the control, that just carried out the evaluation on muscle strength. The participants were provided an initial strength muscle evaluation and a final evaluation at the end of the protocol in the isokinetic dynamometer, a device that allows the evaluation maximal isometric strength. The program of strengthening was applied during a period of four weeks, in which the DeLorme protocol was applied for four days and on the fifth day was measured the new maximum strength. The electrostimulation program was applied for three days a week. There were two moments of evolution, an initial and final, after the implementation of the protocols of muscle strength.

**Results:** Both the method Delorme and electrostimulation program increased muscle strength in the quadriceps group significantly ( $p \leq 0.05$ ). However, when comparing the effectiveness of the two methods among themselves there were differences, but these were not statistically significant ( $p \geq 0,05$ ). The methods of Delorme and electrostimulation proved to be important on muscle strengthening.

**Key Words:** **Muscular strength; Isokinetic dynamometry; Electrostimulation; DeLorme; Quadriceps.**

## **Agradecimentos**

Agradeço a todos os que tornaram a realização desta monografia possível entre os quais:

Ao orientador Doutor Adérito Seixas;

Aos colegas que se voluntariaram para constituir a amostra em estudo; e

Aos meus pais, que me deram a oportunidade de estudar e se esforçaram para que eu concluísse mais esta etapa da minha vida profissional.

# Índice Geral

<b>Introdução</b> .....	14
<b>Capítulo I – Revisão da Literatura</b> .....	17
1.1. Sistema muscular.....	17
1.2. Músculo esquelético.....	17
1.2.1. Composição dos miofilamentos.....	18
1.2.1.1. Miofilamento de actina.....	20
1.2.1.2. Miofilamento de miosina.....	21
1.2.1.3. Filamento elástico e não elástico.....	22
1.2.2. Junção neuromuscular.....	22
1.2.3. Contração muscular.....	23
1.2.3.1 Sistema energético.....	25
1.2.4. Tipos de fibras musculares.....	25
1.2.4.1. Fibras musculares de contração lenta.....	26
1.2.4.2. Fibras musculares de contração rápida.....	27
1.2.5. Alteração do tipo de fibras musculares.....	28
1.2.6. Tipos de contração muscular.....	29
1.2.6.1. Contração muscular isométrica.....	29
1.2.6.2. Contração muscular isotónica.....	29
1.2.6.3. Contração muscular isocinética.....	30
1.2.7. Receptores musculares.....	30
1.3. Força muscular.....	32
1.3.1. Força máxima.....	33
1.3.2. Factores que influenciam a força muscular.....	34
1.3.2.1. Propriedades mecânicas.....	34
1.3.2.2. Tipo e quantidade de unidades motoras recrutadas.....	37
1.3.2.3. Tamanho do músculo.....	37
1.3.2.4. Fadiga muscular.....	37
1.3.2.5. Temperatura.....	38
1.3.2.6. Estiramento ou pré-alongamento.....	38
1.4. Técnicas para fortalecimento muscular.....	39
1.4.1. Mecanoterapia.....	39

1.4.1.1. Tipo de exercícios resistidos.....	41
1.4.1.2. Exercício de resistência progressiva.....	42
1.4.1.3. Método de DeLorme e Watkins.....	43
1.4.2. Correntes eléctricas – Estimulação eléctrica neuromuscular.....	44
1.4.2.1. Aspectos físicos da corrente.....	44
1.4.2.2. Estimulação eléctrica neuromuscular (EENM).....	47
1.4.2.3. Efeitos neurofisiológicos da EENM.....	48
1.4.2.4. Características da Corrente Russa.....	50
1.4.2.5. Principios para aplicação.....	51
<b>Capítulo II – Metodologia.....</b>	<b>55</b>
2.1 Variáveis.....	55
2.2. Objectivos.....	55
2.3. Amostra.....	55
2.3.1 Critérios de exclusão.....	56
2.4. Considerações Éticas.....	56
2.5. Instrumentos.....	56
2.6. Procedimento experimental.....	57
2.6.1. Procedimento da avaliação no dinamómetro isocínético.....	57
2.6.2. Procedimento da aplicação do método de DeLorme.....	59
2.6.3. Procedimento da aplicação da estimulação eléctrica.....	60
2.7. Procedimento estatístico.....	62
<b>Capítulo III – Resultados.....</b>	<b>63</b>
3.1. Estatística descritiva.....	63
3.2. Estatística indutiva.....	63
3.2.1. Verificar se existem diferenças significativas entre o “maximal average peak torque” inicial nos três grupos.....	64
3.2.2. Verificar se existem diferenças estatisticamente significativas no ganho de força muscular entre os métodos de fortalecimento.....	65
3.2.2.1. Comparação dos resultados obtidos no “maximal average peak torque” inicial e final em cada um dos grupos experimentais.....	66
3.2.2.2. Comparar os aumentos de força entre os três grupos experimentais.....	69
<b>Capítulo IV – Discussão.....</b>	<b>72</b>
<b>Capítulo V – Conclusão.....</b>	<b>76</b>

**Bibliografia**..... 77

**Anexos**

*Anexo I* - Declaração de Consentimento Informado

*Anexo II* - Carta de explicação do estudo experimental

*Anexo III* - Ficha de avaliação de cada participante

*Anexo IV* - Posição dos Participantes na avaliação no dinamómetro isocinético

*Anexo V* - Posição dos Participantes na realização do método DeLorme

*Anexo VI* - Posição dos Participantes na realização do método de electroestimulação

## Índice de Tabelas

<b>Tabela 1</b> - Caracterização da amostra.....	63
<b>Tabela 2</b> - “Maximal average peak torque” inicial e final da amostra.....	63
<b>Tabela 3</b> - Teste de Shapiro-Wilk para verificar a distribuição normal da amostra...	64
<b>Tabela 4</b> - Comparação do “maximal average peak torque” inicial entre os grupos experimentais.....	65
<b>Tabela 5</b> - Comparação do “maximal average peak torque” obtido antes e após a aplicação dos métodos de fortalecimento muscular em cada grupo experimental.....	66
<b>Tabela 6</b> - Comparação dos aumentos de força muscular entre os grupos experimentais.....	69
<b>Tabela 7</b> - Tabela síntese representativa de todos os valores chave registados durante o estudo.....	71

## Índice de gráficos

<b>Gráfico 1-</b> Comparação individual da força obtida antes e após a aplicação do método DeLorme e os seus respectivos ganhos.....	67
<b>Gráfico 2</b> - Comparação individual da Força obtida antes e após a aplicação do método de Electroestimulação e os seus respectivos ganhos.....	68
<b>Gráfico 3</b> - Comparação individual da Força obtida antes e após os dois momentos de avaliação no grupo de controlo.....	68
<b>Gráfico 4</b> - Ilustra as alterações sofridas nos diferentes grupos experimentais seleccionados nos dois respectivos momentos de avaliação.....	70

## **Siglas e Abreviaturas**

ADP – Adenosina difosfato.

ATP – adenosina trifosfato.

Ca<sup>2+</sup> - Cálcio

CIVM – Contração isométrica voluntária máxima.

cm – Centímetros.

DAPRE – Daily adjustable progressive resistive exercise.

dp – Desvio padrão.

EENM – Estimulação eléctrica neuromuscular.

Hz – Hertz.

I – Intensidade.

ms – Milisegundos.

OTG – Orgãos tendinosos de golgi.

p – Valor de Significância.

PAS – Periodic Acid Schiff.

PI – Fósforo inorgânico.

R – Resistência.

RM – Resistência máxima.

SNC – Sistema nervoso central.

V – Diferença de potencial.

## INTRODUÇÃO

O presente estudo corresponde à dissertação de monografia da licenciatura em Fisioterapia a apresentar na Universidade Fernando Pessoa. Este trabalho incidiu na análise dos efeitos do fortalecimento muscular do quadríceps usando o método DeLorme versus Electroestimulação de forma a verificar qual dos métodos é o mais eficaz no aumento de força muscular, numa amostra de indivíduos normais.

A fisioterapia é uma ciência cujo principal objectivo de estudo é o movimento humano. Assim sendo, utiliza recursos próprios, físicos ou naturais, com o objectivo de promover, aperfeiçoar ou adaptar as capacidades iniciais de cada indivíduo (Oliveira, 2002).

A força muscular é a capacidade que o músculo tem de exercer uma força máxima a uma determinada velocidade (Frontera, 2001; Prentice, 2002; Robinson e Snyder-Mackler, 2001). Esta capacidade varia de indivíduo para indivíduo, consoante as características fisiológicas de cada um, o número e tipo de fibras musculares, volume muscular, recrutamento das unidades motoras, fadiga, idade entre outras. A manutenção de um nível normal de força num determinado músculo ou grupo muscular é importante para a vida saudável do indivíduo (Prentice, 2002; Ribeiro, 2000).

A atrofia muscular pode resultar do desuso prolongado de um membro devido a problemas ortopédicos, neurológicos, assim como no período do pós-operatório, em que necessitam de imobilização articular prolongada (Dutton, 2006; Greve e Amatuzzi, 1999; Wilmore e Costill, 2001).

Os programas de fortalecimento muscular, na prática clínica, surgem da necessidade de restabelecer funções normais de um músculo, quando este apresenta uma diminuição de força, assim sendo o treino de força tem demonstrado ser efectivo na melhoria de várias capacidades funcionais, bem como o aumento da massa muscular (American College of Sports Medicine – ACSM, 2002; Guirro e Guirro, 2002).

Os treinos resistidos não eram recomendados para a reabilitação e performance atlética até ao início da década 50 (Feigenbaum e Pollock, 1999). Delorme e Watkins foram os primeiros a determinar a importância do treino com cargas progressivas para o aumento da força (ACSM, 2002).

O uso de exercícios resistidos tem despertado o interesse de um elevado número de praticantes, seja como forma de prevenção, promoção da saúde, motivos estéticos e de lazer. Actualmente, os exercícios resistidos tornaram-se um meio para melhoria da forma e do condicionamento físico dos atletas e não-atletas recomendado pelo *American College of Sports Medicine* (ACSM, 2002).

O programa de resistência progressiva utiliza exercícios para aumentar a força, a potência e a resistência à fadiga (Bandy e Sanders, 2003). Para Ribeiro (2000) o exercício de resistência progressiva permite uma adaptação progressiva ao esforço. Este adopta o aumento progressivo na intensidade e no volume do exercício baseando-se no princípio da sobrecarga. O treino de resistência progressiva implica que à medida que os músculos se tornam mais fortes, seja necessário uma resistência proporcionalmente maior para estimular ganhos de força adicionais (Wilmore e Costill, 2001).

O método de treino de força, descrito em 1948 por Delorme e Watkins, tem por base a realização de séries de repetições, utilizando cargas progressivas. Delorme e Watkins demonstraram que com este tipo de treino, a recuperação da hipertrofia muscular é mais rápida, através da realização de poucas repetições a altos níveis de resistência (Fish et al, 2003).

De acordo com alguns autores, um outro meio muito utilizados para promover o aumento de força, consiste na solicitação de trabalho muscular através da estimulação eléctrica. A estimulação eléctrica neuromuscular (EENM) significa a aplicação de uma corrente eléctrica sobre o tecido muscular, através do sistema nervoso periférico, induzindo uma contracção muscular (Robinson e Snyder-Mackler, 2001; Starkey, 2001).

Este método é tido como eficaz na prevenção e tratamento de atrofia por desuso,

havendo por isso um consenso quanto à sua utilização e benefícios (Low e Reed, 2003; Robinson e Snyder-Mackler, 2001; Robles et al., 2000). Os primeiros estudos sobre a aplicação da EENM, foram publicados a partir da década de 70 por Yakov Kots. Este autor verificou que a contração muscular induzida pela EENM, aumentou 10 a 30%, da força isométrica em comparação com a força alcançada pela contração muscular voluntária máxima (Robinson e Snyder-Mackler, 2001). Contudo existem algumas controvérsias se a electroestimulação como único método de treino aumenta a força muscular, ou se apenas em combinação com exercícios.

Diversos estudos foram elaborados com base nas correntes de Kots associadas a diversos protocolos de treino com exercício voluntário, obtendo-se variados resultados. Embora alguns estudos não tenham observado alterações, a maioria verificou aumentos significativos da força muscular, em decorrência da utilização da EENM, sendo este método de treino combinado, em alguns casos, mais eficiente que o treino apenas com contrações voluntárias (Robinson e Snyder-Mackler, 2001).

Devido ao crescente interesse que o treino de força tem suscitado no campo da Fisioterapia, foi nosso propósito realizar um estudo, que confrontasse a eficácia dos métodos de treino (treino com método DeLorme e treino com electroestimulação). O objectivo geral é comparar a existência de diferenças significativas entre as avaliações inicial e final, em relação ao ganho de força muscular, bem como verificar qual o método mais eficiente no fortalecimento muscular.

### **Hipóteses:**

H<sub>1</sub>: A electroestimulação aumenta a força muscular do quadríceps;

H<sub>2</sub>: O método de DeLorme aumenta a força muscular do quadríceps;

H<sub>3</sub>: O aumento da força muscular do quadríceps é maior quando aplicado o método de DeLorme do que quando utilizada a electroestimulação;

H<sub>4</sub>: O aumento da força muscular do quadríceps é maior quando aplicada a electroestimulação do que quando utilizado o método de DeLorme;

H<sub>5</sub>: O aumento da força muscular do quadríceps é igual quando aplicado o Método DeLorme ou quando utilizado a electroestimulação.

## **CAPÍTULO I - REVISÃO DA LITERATURA**

### **1.1 Sistema muscular**

O tecido muscular é um tecido altamente especializado, responsável pelos movimentos corporais, é constituído por células alongadas e contém uma grande quantidade de filamentos citoplasmáticos, responsáveis pela contracção (Junqueira e Carneiro, 1999; Seeley et al., 2005).

Podem-se distinguir três tipos de tecido muscular no corpo, os quais se denominam por: liso, cardíaco e esquelético (Guyton e Hall, 2002; Seeley et al., 2005).

O músculo liso é formado por células uninucleadas, curtas, fusiformes e não possui estrias transversais, sendo o músculo mais variável do corpo relativamente à distribuição e funcionamento. Este tecido muscular tem uma contracção involuntária, lenta e suave, encontrando-se distribuído pelas paredes dos vasos sanguíneos e das vísceras, tendo apenas funções vegetativas (Ribeiro, 2000; Seeley et al., 2005).

O tecido muscular cardíaco apresenta estrias transversais e é formado por células alongadas e ramificadas, que se unem por intermédio dos discos intercalares, encontrando-se exclusivamente neste músculo (Junqueira e Carneiro, 1999). Este tecido existe apenas no coração, e as suas contracções constituem a mais importante força propulsora do sangue no sistema circulatório (Seeley et al., 2005).

O tecido muscular esquelético é constituído por feixes de células cilíndricas, multinucleadas e longas, que apresentam também estrias transversais (Junqueira e Carneiro, 1999). O músculo esquelético tem uma contracção rápida e vigorosa dependente de grande controle voluntário e alguma regulação hormonal, embora ocorram, por vezes, involuntariamente contracções reflexas, espontâneas e movimentos automáticos. As estrias resultam do arranjo dos filamentos grossos e finos (Jacob et al., 1990; Ribeiro, 2000). Este tipo de músculo fixa-se aos ossos, através de um tecido conjuntivo resistente denominado tendão, permitindo efectuar a actividade voluntária e

os movimentos do esqueleto (Powers e Howley, 2000).

## 1.2 Músculo esquelético

A unidade funcional responsável pelo movimento corporal e pelo desenvolvimento da força é constituída por um complexo sistema, formado pelos grupos musculares e suas inserções osteotendinosas (Massada, 2000).

Conforme Powers e Howley (2000) “ (...) O corpo humano contém mais de quatrocentos músculos esqueléticos, os quais representam 40-50% do peso corporal total.”

O tecido muscular esquelético é constituído por fibras musculares (que são as unidades contrácteis dos músculos), tecido conjuntivo, vasos sanguíneos e tecido nervoso (Massada, 2000; Powers e Howley, 2000). O músculo é formado por várias estruturas sobrepostas, mecanicamente sustentados por camadas de tecido conjuntivo. Cada fibra muscular é envolvida pelo endomísio, que é a camada mais interna de tecido conjuntivo (Deliberato, 2006). O músculo consiste numa série de feixes de fibras musculares conhecidas por fascículos, os quais são revestidos por um tecido conjuntivo, o perimísio e a última camada é o epimísio, que recobre o músculo como um todo (Deliberato, 2006; Jacob et al., 1990). Todas estas bainhas conjuntivas que unem, envolvem e estruturam, desde a unidade contráctil até à globalidade do grupo muscular, ligam-se intimamente às estruturas tecidulares vizinhas nas quais se inserem, tais como tendões, periósseo e pericôndrio (Massada, 2000). As fibras musculares são limitadas por uma membrana elástica denominada sarcolema. Abaixo do sarcolema encontra-se o sarcoplasma, o qual contém proteínas celulares, organelas e miofibrilas (Powers e Howley, 2000). O sarcoplasma possui também retículo sarcoplasmático, constituído por uma rede de canais tubulares entrelaçados que desempenham importantes funções a nível estrutural e funcional (Deliberato, 2006).

As miofibrilas são numerosas estruturas fusiformes – sarcómeros - que contêm proteínas contrácteis. Estas proteínas são compostas por importantes filamentos: filamento fino (actina), grossos (miosina), elástico (titin) e não elástico (nebulina). Os

filamentos de actina e miosina são a parte contráctil das miofibrilas, enquanto a titin e a nebulina fazem parte do citoesqueleto intramiofibrilar. Localizadas na própria molécula de actina, existem duas outras proteínas, a troponina e a tropomiosina. O arranjo desses filamentos proteicos conferem um aspecto estriado ao músculo esquelético (Powers e Howley, 2000; Stromer et al., 1998).

Os filamentos de miosina encontram-se especialmente na porção escura do sarcómero, denominada Banda A, enquanto os filamentos de actina existem principalmente na região clara, denominada Banda I. As bandas claras são as isotrópicas e as escuras anisotrópicas (Guyton e Hall, 2002; Powers e Howley, 2000).

Os sarcómeros são divididos entre si por uma fina camada de proteínas estruturais denominada Linha Z (Squire, 1997). No centro do sarcómero há uma pequena banda chamada zona H, que corresponde a uma porção de filamento de miosina sem sobreposição de actina (Powers e Howley, 2000; Seeley et al., 2005; Squire, 1997). A meio da Zona H existe uma banda escura, chamada linha M, que consiste em delicados filamentos que se ligam ao centro dos miofilamentos de miosina ou seja esta linha é a porção central do sarcómero, onde ocorre um ligeiro alongamento dos filamentos grossos (Ribeiro, 2000; Seeley et al., 2005). A disposição dos sarcómero coincide nas várias miofibrilas da fibra muscular e as bandas formam um sistema de estriações transversais, paralelas que é característico das fibras musculares estriadas (Junqueira e Carneiro, 1999).

Para além das miofibrilas existem outros elementos importantes numa fibra muscular (Ribeiro, 2000). No sarcoplasma do músculo, localiza-se também o retículo sarcoplasmático, que é uma rede de canais membranosos que envolvem cada miofibrila, e desempenham importantes funções a nível estrutural e funcional, entre elas armazenar cálcio, o qual é importante na contração muscular (Deliberato, 2006; Powers e Howley, 2000). O sarcolema tem ao longo da sua superfície muitas invaginações tubulares, designadas túbulos T ou transversais, túbulos regularmente dispostos, que se projectam para o interior das fibras musculares (Seeley et al., 2005; Squire, 1997). O retículo sarcoplasmático encontra-se paralelamente às miofibrilas, enquanto os túbulos T se posicionam de forma perpendicular. Esta é uma localização estratégica para

possibilitar a propagação dos potenciais de acção até às regiões mais profundas das células musculares (Deliberato, 2006). Próximo dos túbulos T, o retículo sarcoplasmático alarga-se, formando cisternas terminais. Estas três estruturas transversais formam o que é conhecido como uma tríade, tendo todas estas estruturas importantes funções na contracção muscular (Powers e Howley, 2000; Seeley et al., 2005).

### **1.2.1 Composição dos miofilamentos**

As miofibrilas do músculo estriado contém quatro proteínas principais: miosina, actina, tropomiosina e troponina. Os filamentos grossos são formados de miosina e as outras três proteínas encontram-se nos filamentos finos. A miosina e a actina, juntas, representam 55% do total de proteínas do músculo estriado (Junqueira e Carneiro, 1999).

#### **1.2.1.1 Miofilamento de actina**

A actina consiste em dois cordões de moléculas esféricas, enroladas entre si (Deliberato, 2006). Cada filamento desta é constituído por duas cadeias de actina fibrosa (actina F), uma série de moléculas de tropomiosina e outra de troponina. As duas cadeias de actina F enrolam-se em dupla hélice que se estendem a todo o comprimento do miofilamento (Seeley et al., 2005).

A actina apresenta-se sob a forma de polímeros longos (actina F) formados por duas cadeias de monómeros globulares (actina G) (Steinmetz et al., 1997). As moléculas de actina G têm uma assimetria estrutural e cada monómero tem cerca de 5,6nm de diâmetro (Junqueira e Carneiro, 1999). Quando eles se polimerizam para formar a actina F, a frente de um monómero combina-se com a parte posterior do outro, produzindo um filamento polarizado (Junqueira e carneiro, 1999; Steinmetz et al., 1997). Segundo Seeley et al (2005) cada monómero de actina G tem um local específico a que se podem ligar moléculas de miosina durante a contracção muscular.

A tropomiosina é uma molécula longa e fina, com cerca de 40nm de comprimento,

contendo duas cadeias polipeptídicas, uma enrolada na outra (Junqueira e Carneiro, 1997).

A troponina é uma proteína globular, constituída por três subunidades (troponina T, troponina I e troponina C) uma que se liga à actina, a segunda aos iões cálcio e a última tem uma forte afinidade pela tropomiosina (Vinogradova et al., 2005).

Cada molécula de tropomiosina tem um local específico onde se fixa um complexo de troponina (Guyton e Hall, 2002; Vinogradova et al., 2005). As moléculas de troponina dispersam-se entre as extremidades das moléculas de tropomiosina, nos sulcos entre as cadeias de actina F. O complexo de tropomiosina e troponina regula a interacção entre os locais activos de actina G e miosina (Seeley et al., 2005).

#### **1.2.1.2 Miofilamento de miosina**

O filamento de miosina é formado por numerosas moléculas de miosina que têm forma de bastão, sendo formado por dois péptidos enrolados em hélice (Junqueira e Carneiro, 1999). A molécula de miosina é formada por seis cadeias polipeptídicas – duas cadeias pesadas e quatro cadeias leves. As duas cadeias pesadas enrolam-se de modo espiralado, uma em torno da outra, para formar uma dupla hélice. Contudo, uma das extremidades de cada uma dessas cadeias dobra-se para formar uma massa proteica globular, chamada cabeça da miosina (Craig e Woodhead, 2006). Numa dessas extremidades a miosina apresenta uma saliência globular ou cabeça, que possui locais específicos para combinação com a adenosina trifosfato (ATP) e é dotada de actividade energética (Craig e Woodhead, 2006; Squire, 1997). É nesta parte da molécula que ocorre a hidrólise do ATP, assim como o local da combinação com a actina. A combinação das cabeças de miosina com os locais de ligação das moléculas de actina denomina-se ponte. Os centros dos miofilamentos de miosina (zona H), representam uma região de sobreposição da miosina constituída exclusivamente pela cauda das moléculas (Craig e Woodhead, 2006; Seeley et al., 2005).

### **1.2.1.3 Filamento elástico e não elástico**

O alinhamento dos filamentos no interior do sarcómero está assegurado por dois tipos de proteínas: a titin e a nebulina (Nordin e Frankel, 2003; Silverthorn et al., 2003).

A titin é uma molécula elástica ampla e considerado o maior polipeptídeo (Linke et al., 1998; Silverthorn et al., 2003). Uma única molécula de titin alonga-se desde a linha Z até à próxima linha M (Silverthorn et al., 2003; Squire, 1997). A titin possui duas importantes funções: estabilizar a posição dos filamentos contrácteis e devido à sua elasticidade faz com que os músculos alongados retornem ao seu comprimento de repouso (Linke et al., 1998).

A titin é auxiliada pela nebulina, que é uma proteína gigante não elástica que envolve os filamentos finos e se liga à linha Z, e alinha os filamentos de actina no sarcómero (Squire, 1997).

### **1.2.2 Junção neuromuscular**

A unidade motora é a unidade funcional do músculo esquelético, a qual inclui um único neurónio motor e todas as fibras musculares inervadas por ele (Nordin e Frankel, 2003).

Os neurónios motores são células nervosas que conduzem potenciais de acção até às fibras musculares esqueléticas, libertando substâncias químicas – neurotransmissores (Seeley et al., 2005). Segundo Guyton e Hall (2002), os músculos pequenos, que reagem rapidamente e cujo controle deve ser bastante preciso, têm unidades motoras com poucas fibras musculares. Por outro lado, os músculos grandes, que não precisam de controlo muito exacto e que executam movimentos fortes, podem ter unidades motoras com centenas de fibras musculares. O local onde o neurónio motor e a célula muscular se encontram é denominado junção neuromuscular (Powers e Howley, 2000).

Na junção neuromuscular, o impulso é recebido por uma fibra muscular e é formada por um terminal nervoso alargado que se aloja numa invaginação do sarcolema, designado terminal pré-sináptico; o espaço entre este e a fibra muscular é a fenda sináptica e a

membrana da célula muscular que se encontra na região da junção é a placa motora ou membrana pós-sináptica (Seeley et al., 2005; Wilmore e Costill, 2001).

Quando um impulso nervoso atinge a extremidade do nervo motor, é libertado o neurotransmissor, acetilcolina, difundindo-se através da fenda sináptica para se ligar aos receptores da placa motora (Powers e Howley, 2000). O neurotransmissor é uma substância libertada por uma membrana pré-sináptica, que se difunde através da fenda sináptica e estimula (ou inibe) a produção de um potencial de acção na placa motora. Os neurotransmissores ligam-se aos receptores localizados no sarcolema da fibra muscular (Wilmore e Costill, 2001).

A ligação com o neurotransmissor faz o sarcolema ficar mais permeável ao sódio, o que resulta na sua despolarização, denominada potencial da placa motora (Junqueira e Carneiro, 1999; Powers e Howley, 2000). A despolarização iniciada na placa motora propaga-se ao longo da membrana da fibra muscular e penetra na profundidade da fibra através do sistema de túbulos transversais (túbulos T) que estão ligados ao retículo sarcoplasmático, local de armazenamento dos iões de cálcio (Junqueira e Carneiro, 1999; Ribeiro, 2000).

### **1.2.3 Contração muscular**

A contração muscular é um processo complexo que envolve diversas proteínas e sistema de produção de energia (Powers e Howley, 2000). A contração traduz-se pelo deslizamento da actina sobre a miosina, resultando no encurtamento do músculo e consequentemente desenvolve força/tensão (Powers e Howley, 2000; Seeley et al., 2005; Vinogradova et al., 2005).

De facto e conforme Nordin e Frankel (2003) afirma, “ (...) teoria mais amplamente sustentada da contração muscular é a teoria do deslizamento dos filamentos, proposta simultaneamente para A.F.Huxley e H.E Huxley em 1964 e subsequentemente refinada (Huxley, 1974).” Segundo essa teoria, durante a contração muscular os filamentos de actina deslizam sobre os de miosina em direcção ao centro do sarcómero, aproximando as linhas z, provocando o encurtamento de toda a unidade contráctil (Dutton, 2006;

Massada, 2000).

A força de contracção é desenvolvida pelas cabeças de miosina, ou ligações cruzadas, na região de sobreposição entre a actina e miosina (a banda A). Essas pontes cruzadas giram em volta de um arco em torno das suas posições fixas na superfície do filamento de miosina. Este movimento das pontes cruzadas em contacto com os filamentos de actina origina o deslizamento dos filamentos de actina para o centro do sarcómero (Nordin e Frankel, 2003; Powers e Howley, 2000).

Segundo Nordin e Frankel (2003) uma fibra muscular contrai-se quando todos os sarcómeros encurtam simultaneamente no modo tudo-ou-nada, que é chamado de contracção espasmódica ou espasmo. As ligações cruzadas não actuam de modo sincronizado, cada uma age independentemente. O encurtamento é reflectido no sarcómero como uma diminuição da banda I e da zona H, à medida que as linhas Z se aproximam, mas a banda A mantém um comprimento constante. A zona H pode desaparecer quando os miofilamentos de actina se sobrepõem no sarcómero (Nordin e Frankel, 2003; Seeley et al., 2005).

Seeley et al (2005) afirma que a contracção muscular resulta do encurtamento de um músculo em resposta a um estímulo. Esse estímulo tem origem no neurónio motor e é transmitido até à junção neuromuscular por um impulso eléctrico que percorre um axónio motor até às suas terminações nas fibras musculares, uma vez que o impulso atinge a placa terminal motora, que é uma sinapse especializada entre o músculo e o nervo, é libertado o neurotransmissor acetilcolina (Guyton e Hall, 2002; Shenck, 2003). O neurotransmissor difunde-se através da fenda sináptica para se fixar a um receptor específico, que quando atinge o retículo sarcoplasmático provoca libertação de cálcio ( $\text{Ca}^{2+}$ ) no sarcoplasma (Powers e Howley, 2000; Shenck, 2003). A chave para o mecanismo de deslizamento é o íão  $\text{Ca}^{2+}$ , que activa e desactiva a actividade contráctil (Vinogradova, 2005). Desta forma o  $\text{Ca}^{2+}$  liga-se à troponina nos filamentos finos, fazendo com que eles mudem para assumir a configuração da tropomiosina, e expondo os locais activos dos filamentos de actina (Shenck, 2003; Vinogradova et al., 2005). Estes locais activos ligam-se às cabeças das moléculas de miosina para formar pontes (Seeley et al., 2005). As pontes constituídas de actina-miosina formam-se e os

filamentos grossos e finos deslizam uns pelos outros, causando a contracção do músculo, mas para que esta continue é necessária energia. Energia essa que tem origem nas ligações de alta energia do ATP, que é degradado a adenosina difosfato (ADP), para libertar a energia necessária (Guyton e Hall, 2002; Vinogradova et al., 2005).

A contracção termina quando a actividade nervosa cessa na junção neuromuscular, o  $\text{Ca}^{2+}$  é removido do sarcoplasma e bombeado para o interior do retículo sarcoplasmático pela bomba  $\text{Ca}^{2+}$ . Isto faz com que a tropomiosina se mova, cobrindo os locais activos da actina e o músculo relaxe (Powers e Howley, 2000; Vinogradova et al., 2005).

### **1.2.3.1 Sistema energético**

A energia para a contracção muscular tem origem na degradação de ATP pela enzima miosina ATPase, que está posicionada na “cabeça” da ponte cruzada da miosina (Powers e Howley, 2000). As fibras musculares possuem três sistemas importantes que funcionam como fontes energéticas que são: creatina fosfato, glicólise anaeróbia e fosforilação oxidativa (Dutton, 2006; Ribeiro, 2000).

A degradação do ATP em ADP + PI (fósforo inorgânico) e a libertação da energia servem para dar energia às pontes cruzadas de miosina, que por sua vez provocam o deslizamento da actina sobre a miosina, encurtando o músculo (Powers e Howley, 2000). Após a formação da ponte e da ocorrência do movimento, a libertação da cabeça de miosina da actina necessita de ATP para se ligar à cabeça da molécula de miosina. Por acção da ATPase, o ATP desdobra-se em adenosina difosfato (ADP) e numa molécula de fosfato, sendo essa energia armazenada na cabeça do miofilamento de miosina. A ponte liberta-se e a cabeça de miosina retorna à sua posição original. Quando esta reintegra a sua posição inicial o grupo fosfato é libertado, mas o ADP permanece ligado à cabeça de miosina (Terjung, 2001).

Enquanto o músculo está relaxado, a energia armazenada nas cabeças das moléculas de miosina é mantida em reserva até à contracção muscular seguinte. Quando o  $\text{Ca}^{2+}$  é libertado no retículo sarcoplasmático em resposta a um potencial de acção, recomeça o

ciclo formação, movimento e libertação de uma ponte, que leva à contracção (Seeley et al., 2005).

#### **1.2.4 Tipos de fibras musculares**

A função básica de um músculo é a contracção. Com base nas propriedades contrácteis e metabólicas, foram reconhecidos, dentro do músculo esquelético alguns tipos de fibras musculares (Berchtold et al., 2000; Scott et al., 2001).

A classificação das fibras musculares faz-se de acordo com o metabolismo energético dominante, da velocidade de contracção e da sua coloração histoquímica, a qual depende das actividades enzimáticas (Berchtold et al., 2000; Ribeiro, 2000).

A coloração pelo PAS (Periodic Acid Schiff) não determina o tipo de fibra, pois trata-se de uma coloração para o glicogénio, e é útil para avaliar a quantidade de glicogénio muscular, quer antes quer depois da actividade física (Ribeiro, 2000).

Apesar de existirem estudos recentes que afirmam haver um número variável de tipos de fibras musculares, sendo apontados por alguns autores a existência de seis classes diferentes, e em termos práticos consideram-se dois grandes tipos de fibras: as fibras musculares tipo I, também chamadas oxidativas, contracção lenta ou vermelhas, e as fibras tipo II, de contracção rápida ou brancas (Berchtold et al., 2000; Scott et al., 2001; Staron et al., 2000).

##### **1.2.4.1 Fibras musculares de contracção lenta**

As fibras musculares oxidativas de contracção lenta ou tipo I são ricas em enzimas oxidativas, ou seja possuem grande número de mitocôndrias, tendo maior capacidade para receber oxigénio (Ribeiro, 2000; Silverthorn et al., 2003). Assim sendo estas fibras apresentam um metabolismo aeróbio e são muito resistentes à fadiga, estando por isso relacionadas com as actividades de longa duração (Dutton, 2006; Gaines e Talbot, 1999). Estas fibras têm um diâmetro menor do que as fibras tipo II, logo desenvolvem menos força muscular e a velocidade de contracção é lenta (D'Antona et al., 2006;

Gaines e Talbot, 1999). A coloração vermelha destas fibras deve-se à elevada concentração de mioglobina (Powers e Howley, 2000).

#### **1.2.4.2 Fibras musculares de contracção rápida**

As fibras de contracção rápida ou tipo II são fibras brancas, pois possuem menos mioglobina que as tipo I (Powers e Howley, 2000). São de maior diâmetro e têm a capacidade de desenvolver contracções rápidas, mas tendem a fatigar-se mais facilmente do que as fibras tipo I. Estas fibras são úteis nas actividades de curta duração e alta intensidade, com predomínio de metabolismo anaeróbio (Gaines e Talbot, 1999; Ribeiro, Silverthorn et al., 2003). As fibras tipo II têm uma velocidade de contracção superior, pois o retículo sarcoplasmático é mais desenvolvido que o das fibras lentas, e portanto possui maior capacidade de armazenar cálcio, o qual é fundamental para a contracção muscular. Segundo Wilmore e Costill (2001) a quantidade de força produzida pelas fibras tipo I e tipo II é semelhante. A diferença está na estimulação de maior número de fibras tipo II, aquando da chegada do impulso eléctrico ao músculo.

As fibras de contracção rápida são subdivididas em tipo IIA (glicolíticas-oxidativas), IIB (Glicolíticas) e IIC (mistas) (Scott et al., 2001; Staron et al., 2000).

As fibras tipo IIB são compostas por um pequeno número de mitocôndrias, nas quais o metabolismo anaeróbico é dominante, pois são ricas em enzimas glicolíticas e são menos resistentes à fadiga do que as tipo IIA. Geralmente estas fibras têm grande diâmetro, podendo assim produzir maior força, mas por curtos períodos de tempo. As fibras tipo IIB são consideradas as “verdadeiras” fibras de contracção rápida, pois só entram em acção durante esforços de elevada intensidade ou exercícios de grande potência (Dutton, 2006; Prentice, 2002; Ribeiro, 2000).

As fibras tipo IIA são fibras que possuem características bioquímicas e de fadiga que se encontram entre as fibras tipo IIB e tipo I, ou seja as tipo IIA resultam de uma mistura dos outros dois tipos mencionados anteriormente. Embora tenha um predomínio do metabolismo anaeróbio, mas com alguma capacidade oxidativa, tornando-as ligeiramente mais resistentes à fadiga que as tipo IIB, podendo ser consideradas fibras

extremamente adaptáveis ao tipo de situação. Estas fibras são apropriadas para realizar actividades vigorosas (Deliberato, 2006; Nordin e Frankel, 2003; Silverthorn et al., 2003).

As fibras tipo IIC são fibras que apresentam características estruturais das fibras vermelhas e brancas, tendo assim, tempos de contracção mais rápidos e com boa resistência à fadiga. Estas podem ser consideradas as fibras de transição entre as tipo I e II. As fibras tipo IIC encontram-se em pequenas quantidades no músculo, cerca de 1% do total (Prentice, 2002; Ribeiro, 2000).

### **1.2.5 Alteração do tipo de fibras musculares**

Apesar da aquisição crescente de novos dados sobre a estrutura e a função do sistema muscular, ainda são desconhecidas as respostas precisas a algumas questões relacionadas com a forma de adaptação e as possibilidades de ocorrerem alterações nas fibras musculares, induzidas pelo treino (Massada, 2000).

Pesquisas recentes revelam que é possível ocorrerem alterações das fibras musculares (Scott et al., 2001). O treino físico de endurance (aeróbico) e de resistência demonstraram promover uma conversão das fibras tipo II (rápidas) em fibras tipo I (lentas). No entanto, essa conversão mostrou ser pequena e gradual, resultando a conversão da seguinte forma: tipo IIb – IIa – I (Powers e Howley, 2000; Scott et al., 2001).

No entanto Piazzini et al. (2005) refere que após estudos, onde foram aplicadas técnicas de fortalecimento com estimulação eléctrica, ocorreram aumentos da força muscular e da percentagem das fibras musculares tipo II com a respectiva redução da área transversa, podendo isto ser explicado por uma possível conversão de fibras tipo I em fibras tipo II.

Vários estudos demonstraram que existem fortes evidências que as fibras musculares esqueléticas são “plásticas”, podendo ser alteradas pelo aumento da actividade muscular, assim como por factores hormonais (Piazzini et al., 2005; Scott et al., 2001;

Wilmore e Costill, 2001).

### **1.2.6. Tipos de contracção muscular**

Segundo Massada (2000), os fenómenos adaptativos da massa muscular, face ao desenvolvimento e melhoria da força, relacionam-se com os tipos de estímulos de contracção muscular, que poderão ser efectuados de variadas formas, manifestando características diferentes. As várias solicitações das actividades físicas impõem aos músculos a necessidade de produzir tensão de diferentes maneiras (Deliberato, 2006).

Existem três tipos de contracção muscular, podendo-se considerar os seguintes: contracção muscular isométrica, contracção muscular isotónica (concêntrica e excêntrica) e isocinética (Faulkner, 2003; Frontera, 2001; Lippert, 2003).

#### **1.2.6.1 Contracção muscular isométrica**

Este tipo de contracção caracteriza-se por o comprimento muscular permanecer constante e assim a contracção muscular ocorre sem movimento articular; o que aumenta é a quantidade de força produzida durante o processo de contracção (Faulkner, 2003; Prentice, 2002). O que realmente ocorre é o encurtamento dos sarcómeros, com alongamento proporcional do tendão e dos componentes elásticos, dispostos em série. Desta forma, a força desenvolvida pelo músculo é igual à força externa (Dutton, 2006; Frontera, 2001; Ribeiro, 2000).

#### **1.2.6.2 Contracção muscular isotónica**

A contracção isotónica é um tipo de contracção dinâmica, com uma carga constante, porém com velocidade de movimento não controlada (Deliberato, 2006; Ribeiro, 2000). Neste tipo de contracção a quantidade de tensão produzida pelo músculo é constante durante a contracção, mas o comprimento altera-se (Seeley et al., 2005). Existem dois tipos de contracção isotónica: concêntrica e excêntrica. (Lippert, 2003; Prentice, 2002).

Na contração concêntrica, as fibras musculares encurtam quando o músculo se contrai e as suas inserções aproximam-se, ou seja o movimento articular ocorre contra acção da gravidade, isto é na mesma direcção do torque efectivo gerado pelo músculo (Deliberato, 2006; Dutton, 2006; Faulkner, 2003). Nesta à medida que o músculo encurta, a tensão produzida por ele aumenta. Uma contração concêntrica acontece quando a força desenvolvida por o músculo excede a magnitude da força externa, resultando no encurtamento de todo o músculo (Frontera, 2001; Seeley et al., 2005).

Durante a contração excêntrica as fibras musculares alongam-se e as inserções do músculo afastam-se (Deliberato, 2006; Dutton, 2006; Faulkner, 2003). As contrações excêntricas são contrações em que a tensão do músculo se mantém quando este aumenta de comprimento (Seeley et al., 2005). Neste tipo de contração a direcção do movimento articular é contrária à do torque muscular efectivo, ou seja, o movimento é a favor da gravidade (Deliberato, 2006). Assim sendo, a contração excêntrica ocorre quando a força externa excede o alongamento do músculo, com o objectivo de controlar a aceleração da alavanca em movimento, já que ela está a ser submetida a forças externas (Frontera, 2001).

### **1.2.6.3 Contração muscular isocinética**

Na contração isocinética a velocidade angular é constante e controlada por um equipamento denominado isocinético, e com acomodação constante da resistência. É o tipo de contração em que há um encurtamento ou alongamento muscular, uma vez que pode ser concêntrica ou excêntrica. Numa contração isocinética, a tensão desenvolvida pelo músculo, durante o encurtamento com velocidade constante, é máxima em todos os ângulos articulares, durante amplitude de movimento (Deliberato, 2006; Dvir, 2002; Nordin e Frankel, 2003; Prentice, 2002).

### **1.2.7 Receptores musculares**

O músculo esquelético contém vários tipos de receptores sensoriais, que incluem os quimiorreceptores, que respondem a estímulos químicos; os fusos musculares, que detectam a magnitude e o estiramento muscular; e os órgãos tendinosos de golgi (OTG).

Estes últimos detectam a tensão aplicada por um músculo, sobre o seu tendão, fornecendo informações sobre a força de contração (Powers e Howley, 2000; Silverthorn et al., 2003; Wilmore e Costill, 2001). Os sinais provenientes dos fusos musculares e OTG têm como objectivo o controlo do próprio músculo, pois actuam directamente a nível do subconsciente (Guyton e Hall, 2002).

O fuso muscular encontra-se no ventre muscular, ficando paralelo às fibras musculares (Hamill e Knutzen, 1999). Este é composto por várias células musculares finas, denominadas fibras intrafusais, e por fibras musculares regulares, chamadas extrafusais (Powers, 2000; Wilmore e Costill, 2001). As fibras intrafusais são controladas por neurónios motores especializados, denominados neurónios motores gama e as fibras extrafusais são controladas pelos neurónios motores alfa (Wilmore e Costill, 2001). Os fusos musculares têm ainda dois tipos de terminações, as primárias e secundárias. As primárias respondem a alterações do comprimento muscular, enquanto que as secundárias fornecem informações contínuas ao sistema nervoso central (SNC) sobre o comprimento estático do músculo (Powers e Howley, 2000). Assim os fusos musculares detectam as alterações no comprimento das fibras musculares extrafusais, responsáveis pela contração, e enviam essas informações para o SNC, onde têm origem os reflexos para manter a postura do corpo e regular as contrações dos músculos envolvidos nas diversas actividades motoras (Junqueira e Carneiro, 1999; Silverthorn et al., 2003).

Os órgãos tendinosos de golgi (OTG) são receptores sensoriais encapsulados através dos quais passa um pequeno feixe de fibras tendinosas (Wilmore Costill, 2001). Estes receptores são sensíveis à tensão do complexo músculo-tendão, monitorizando assim a tensão produzida durante a contração, isto ajuda a prevenir contrações musculares excessivas, permitindo um controle mais específico sobre os músculos esquelético (Hamill e Knutzen, 1999; Powers e Howley, 2000). De acordo com Wilmore e Costill (2001), estes receptores desempenham uma função protectora, uma vez que reduzem a possibilidade de ocorrência de lesão. Os OTG quando estimulados inibem os músculos agonistas e excitam os antagonistas. Segundo este autor, a redução da influência dos OTG resulta na desinibição dos músculos activos, permitindo uma acção muscular mais forte. O ganho de força muscular, através do treino, pode ser explicada, parcialmente, segundo este mecanismo.

### 1.3 Força muscular

A força pode ser designada como grandeza física, que do ponto de vista mecânico é capaz de modificar o estado de repouso de um corpo, deformá-lo, acelerá-lo, travá-lo ou mantê-lo imóvel. Resulta da interacção de dois corpos, podendo ser definida basicamente como o produto de uma massa por uma aceleração ( $F=m.a$ ) sendo traduzida por um vector onde é caracterizado direcção, sentido e ponto de aplicação (Castelo, 2000; Badillo e Ayestarán, 1997).

A força muscular, em termos biológicos, é a força máxima que pode ser produzida por um músculo ou grupo muscular (Powers e Howley, 2000; Prentice, 2002; Wilmore e Costill, 2001).

De acordo com Sapega (1990) a força muscular é entendida como a capacidade em gerar tensão de forma activa, é um conceito que ocupa um importante lugar no reconhecimento de cinesiologia, tanto no campo de avaliação como terapêutico. A tensão real exercida por um músculo não é medida directamente, mas pode ser calculada se o comprimento e os ângulos de aproximação do braço de alavanca forem conhecidos (Bahistella e Shinzato, 1995)

Hamill e Knutzen (1999) referem que a força é igual ao torque isométrico que pode ser gerado num determinado ângulo. Torque é o momento de força, que é o equivalente angular da força linear, representando a quantidade de força que pode ser medida (Deliberato, 2006).

A força muscular está directamente relacionada com a resistência muscular, que é a capacidade de realizar contracções musculares repetitivas contra alguma resistência, durante um longo período de tempo (Prentice, 2002).

A força de contracção muscular pode variar de leve a máxima, devido a dois mecanismos: maior número de unidades motoras recrutadas e maior frequência da sua descarga (Mcardle et al., 2003). Os ganhos de força podem ocorrer devido a hipertrofia muscular e das adaptações neurológicas, mostrando que a força além de ser uma

propriedade do músculo também é uma propriedade do sistema motor (D'Antona et al., 2006).

A avaliação da força e da potência é fundamental para a performance física, e o conhecimento preciso do nível de força muscular de um indivíduo é importante tanto para a avaliação da capacidade funcional como para uma apropriada prescrição de exercícios (Kraemer e Häkkinen, 2004).

Maughan et al. (2000) refere que o treino de força pode levar a adaptações musculares, tais como: hipertrofia das fibras musculares (provocando aumento da massa muscular total e da produção de força máxima); aumento da área transversal do músculo; aumento do conteúdo de fosfocreatina e de glicogénio; aumento da capacidade glicolítica; aumento da capacidade de exercícios de alta intensidade; diminuição da densidade mitocondrial e melhoria do tamponamento muscular.

### **1.3.1 Força máxima**

A força máxima é talvez, de entre as diferentes formas de manifestação da força, a expressão com maior unanimidade entre os diferentes autores, que se pode encontrar na literatura. A força máxima deve entender-se como o valor mais elevado de força que o sistema neuromuscular é capaz de produzir, independentemente do factor tempo e contra uma resistência inamovível (Frontera, 2001; Howley e Frankel, 2000; Mcardle et al., 2003). A força máxima pode ser mensurada por testes de uma repetição máxima. Uma repetição máxima (1RM) é a quantidade máxima de peso que pode ser levantada somente uma vez, usando a técnica apropriada (Bandy e Sanders, 2003; Masamoto et al., 2003; Mcardle et al., 2001; Wilmore e Costill, 2001). A força máxima depende das estrias transversais dos músculos (linha Z), da coordenação intermuscular e intramuscular, sendo que a melhoria de qualquer um desses componentes pode aumentar a força máxima (Weineck, 1999).

Os fosfatos (ATP/ ADP) desempenham um papel decisivo no desenvolvimento da força máxima devido à duração desta acção, provocando rapidamente fadiga e conseqüentemente queda no desempenho para um nível submáximo (Weineck, 1999).

As medidas do teste de 1RM são afectadas pela fadiga muscular, não sendo desta forma uma medida de força fidedigna, exacta (Howley e Franks, 2000).

### **1.3.2 Factores que influenciam a força muscular**

De acordo com vários, a quantidade de força exercida durante a contracção muscular depende dos seguintes factores (Hamill e Knutzen, 1999; Howley e Franks (2000); Wilmore e Costill, 2001):

- Propriedades mecânicas
- Tipo e quantidade de unidades motoras recrutadas
- Tamanho do músculo
- Fadiga muscular
- Temperatura
- Estiramento ou pré-alongamento

#### **1.3.2.1 Propriedades mecânicas**

A força de um músculo é determinada pelas propriedades físicas do músculo e pelos factores biomecânicos que ditam a quantidade de forças que pode ser produzida para atingir um objectivo externo, por meio de um sistema de alavancas (Komi, 1992). A quantidade de força que o músculo é capaz de produzir depende do comprimento do músculo, da velocidade de encurtamento, bem como do ângulo articular (McGinnis, 2002).

#### **Relação comprimento-força**

O comprimento do músculo determina a força que pode ser gerada (Prentice, 2002). A força que um músculo exerce varia com o comprimento ou seja este influencia a quantidade de força produzida (Powers e Howley, 2000; Prentice, 2002).

De acordo com Wilmore e Costill (2001) os músculos têm propriedades elásticas e quando são alongados essa elasticidade resulta no armazenamento de energia. Energia essa que é libertada durante a actividade muscular, provocando o aumento da força. O

que determina a força exercida por um músculo é o seu comprimento inicial, no momento da contracção, existindo assim um comprimento ideal da fibra muscular.

A força criada pelas fibras musculares durante a contracção depende da quantidade de pontes cruzadas que se encontram em contacto com os filamentos de actina num determinado momento (Hall, 1999). Desta forma, quando um músculo é alongado até determinado ponto, em que não há sobreposição de actina e de miosina, as pontes cruzadas não se podem acoplar, e por essa razão não ocorre desenvolvimento de tensão/força. Assim sendo quanto mais pontes cruzadas se acoplarem mais forte será a contracção muscular (Hall, 1999; McGinnis, 2002).

No comprimento ideal do músculo, há uma sobreposição quase ideal da actina e miosina, permitindo então a produção de tensão/força máxima (Wilmore e Costill, 2001).

### **Relação força-velocidade**

A capacidade de produzir força também é influenciada pela velocidade da acção muscular (Hall, 1999). As fibras musculares encurtam-se a uma determinada velocidade, ao mesmo tempo que desenvolvem a força utilizada para deslocar um segmento ou carga externa (Hamill e Knutzen, 1999). A velocidade de encurtamento muscular varia numa relação inversa da força produzida. Assim quando a velocidade de encurtamento de um músculo aumenta, a capacidade de gerar força diminui (Tillaar e Ettema, 2004).

Se a velocidade de encurtamento for lenta, apenas uma pequena percentagem das pontes cruzadas estará na fase de libertação, e assim cada ponte cruzada gasta menos tempo nesta fase, logo é desenvolvida uma grande quantidade de força. Se a velocidade de encurtamento for mais rápida, existe um maior número de pontes cruzadas na etapa de libertação, e portanto cada ponte necessita de mais tempo nesta etapa e desta forma desenvolve menos força (Hall, 1999; McGinnis, 2002).

Nas contracções concêntricas, a produção de força diminui com o aumento da

velocidade do movimento, enquanto que nas excêntricas quanto maior a velocidade angular do movimento, maior é a força gerada (Ribeiro, 2000).

De acordo com Tillaar e Ettema (2004) conclui-se que a taxa de encurtamento muscular influencia de modo directo a quantidade de força produzida pelo músculo durante a contracção.

### **Ângulo articular (inserção)**

Os músculos exercem a sua função por meio de alavancas esqueléticas, e a disposição destas é fundamental para compreender o movimento (Wilmore e Costill, 2001).

Uma alavanca é uma barra rígida que roda em torno de um ponto fixo, quando uma força é aplicada para vencer a resistência (Lippert, 2003). No corpo humano podemos encontrar diferentes tipos de alavancas, e a força que faz com que elas se movam é, na maioria das vezes, muscular. Existem três tipos de alavancas, cada uma com uma função e uma vantagem mecânica diferente (relação entre o braço de força e o de resistência) (McGinnis, 2002). É a disposição do eixo em relação à força e a resistência que vão determinar o tipo de alavancas (alavanca inter-fixa - 1ª classe; inter-resistente - 2ª classe e inter-potente - 3ª classe). Na alavanca de primeira classe, o eixo está entre a força e a resistência; nas de segunda classe o eixo localiza-se numa das extremidades, a resistência no meio e a força na outra extremidade; por último na alavanca de terceira classe, o eixo encontra-se numa das extremidades, a força no meio e a resistência na extremidade oposta. Esta última classe de alavanca é a mais comum no corpo humano (Hall, 1999; Lippert, 2002; McGinnis, 2002).

O ângulo articular influencia a quantidade de força transmitida para o osso, força essa que é transferida através do tendão (Wilmore e Costill, 2001). Todas as articulações possuem um ângulo ideal no qual os músculos que atravessam a articulação produzem força máxima. O ângulo ideal depende da posição da interacção tendinosa sobre o osso e da força a ser movida (Hall, 1999). Assim à medida que um segmento se desloca através de uma amplitude articular média, o ângulo de inserção aumenta e direcciona mais força muscular de forma a mover o segmento (Hamill e Knutzen, 1999).

### **1.3.2.2 Tipo e quantidade de unidades motoras recrutadas**

As variações da força de uma contração muscular dependem, tanto do tipo como da quantidade de fibras musculares estimuladas (Powers e Howley, 2000). As fibras de contração rápida têm capacidade de produzir mais força do que as de contração lenta (Scott et al., 2001).

A força e a velocidade das contrações musculares baseiam-se na necessidade da actividade e dependem da capacidade que o sistema nervoso central tem para controlar o recrutamento das unidades motoras (Dutton, 2006). As unidades motoras das fibras musculares de contração lenta, possuem limites inferiores e relativamente mais fáceis de activar do que as de contração rápida. Em consequência disto, as fibras de contração lenta são as primeiras a ser recrutadas, mesmo que o movimento seja rápido (Gaines e Talbot, 1999).

De acordo com Dutton (2006) quanto maior for o número de unidades motoras estimuladas maior vai ser a quantidade de força produzida.

### **1.3.2.3 Tamanho do músculo**

A força muscular é proporcional a área seccional das fibras musculares. Quanto maior for o tamanho de um determinado músculo, mais forte ele será, logo maior a sua capacidade de gerar força (Prentice, 2002). O treino de força é um dos factores que contribui para o aumento do tamanho do músculo, aumento esse que é denominado de hipertrofia (Kraemer e Häkkinen, 2004). A diminuição no tamanho do músculo é denominado atrofia (Frontera, 2001)

### **1.3.2.4 Fadiga muscular**

A fadiga muscular pode comprometer a tolerância ao exercício e a produtividade do trabalho. A fadiga do músculo ocorre quando a funcionalidade do músculo em sintetizar ATP for insuficiente, para manter o ritmo da taxa de quebra de ATP, durante a contração muscular (Nordin e Frankel, 2003).

Estudos recentes afirmam que a fadiga pode envolver factores que influenciam a produção de força muscular e que, de certa forma, dependem do tipo de fibra muscular e do padrão de activação. O controle do cálcio ( $\text{Ca}^{2+}$ ) pelo retículo sarcoplasmático é um possível factor que influencia a força.

As características da fadiga muscular incluem a redução na capacidade de gerar força e da velocidade de encurtamento, tal como a redução de libertação e absorção de  $\text{Ca}^{2+}$  intracelular pelo retículo, e relaxamento prolongado das unidades motoras entre os recrutamentos (Dutton, 2006).

### **1.3.2.5 Temperatura**

Quando a temperatura do corpo se eleva, aumenta a velocidade das funções nervosas e musculares provocando o aumento dos valores de força isométrica máxima e as velocidades do encurtamento, com uma diminuição do número de unidades motoras. A eficiência da função muscular aumenta à temperatura de  $38,5^\circ$  ( $101^\circ\text{F}$ ) (Dutton, 2006; Nordin e Frankel, 2003).

### **1.3.2.6 Estiramento ou pré-alongamento**

Na contracção muscular concêntrica ocorre um encurtamento do músculo, se esta for precedida por uma contracção excêntrica (ou pré-alongamento), a acção concêntrica resultante, terá mais capacidade para produzir força (Hamill e Knutzen, 1999). Este fenómeno corre não só devido à energia elástica armazenada nos componentes elásticos em série durante o alongamento mas também deve ser causado pela energia armazenada no componente contráctil (Takarada et al., 1997). Foi sugerido por Takarada et al. (1997) que as mudanças nas propriedades mecânicas intrínsecas das miofibrilas são importantes no aumento de alongamento induzido pela produção de força. Uma contracção muscular concêntrica iniciada no final de um pré-alongamento, é favorecida pela energia elástica armazenada, contribuindo desta forma para uma alta produção de força, na fase inicial da contracção concêntrica, à medida que o músculo retorna ao comprimento normal. Assim sendo quando o músculo encurta a energia elástica diminui. Um pré-alongamento de curta ou baixa amplitude durante um curto período de

tempo, é a melhor técnica para melhorar a contração muscular concêntrica pelo retorno da energia elástica e aumento da activação do músculo (Hamill e Knutzen, 1999).

## **1.4 Técnicas para fortalecimento muscular**

Segundo Wilmore e Costill (2001) no decorrer dos anos têm vindo a ser estudados diversos meios para ganho de força muscular.

Pinheiro (2006) constatou que numa lesão do tecido muscular, a imobilidade conduz, a um encurtamento das miofibrilas, redução do volume do sarcoplasma e organelos, infiltração intersticial fibro-adiposa, redução da actividade enzimática, da síntese protéica e da produção de ATP. O recrutamento das unidades motoras poderá realizar-se através de actividades estáticas (exercício isométrico), dinâmicas (exercício isotónico concêntrico e excêntrico), de forma isocinética (dinâmico, desenvolvido a velocidade constante) ou por estimulação eléctrica.

### **1.4.1 Mecanoterapia**

É bem conhecido que o corpo humano e os sistemas corporais individuais reagem e desenvolvem-se em resposta a forças e sobrecargas colocadas sobre eles (Dutton, 2006).

Segundo Kisner e Colby (1992), a maior meta que pode ser alcançada através de exercício terapêutico é o desenvolvimento, melhora ou manutenção da força.

De acordo com os mesmos autores, se à medida que um músculo contrai for realizada/executada uma resistência contra ele, o músculo torna-se mais forte após um determinado tempo. Se a capacidade metabólica do músculo for progressivamente sobrecarregada podem ocorrer mudanças adaptativas no músculo através do uso de exercícios terapêuticos.

Bandy e Sanders (2003) afirmam que o músculo pode aumentar a sua força devido à hipertrofia das fibras musculares e pelo aumento do recrutamento de unidades motoras no músculo. À medida que a força aumenta, também a resposta cardiovascular do mesmo aumenta, do mesmo modo que a sua resistência à fadiga e potência.

Os treinos resistidos não eram recomendados para a reabilitação e performance atlética até ao início da década 50 (Feigenbaum e Pollock, 1999). Como o estudo de Delorme e Watkins demonstrou em soldados, após a II Guerra Mundial, uma melhoria na recuperação das lesões ortopédicas e um aumento da força muscular, os treinos com exercícios resistidos passaram a ganhar reconhecimento na comunidade médica e científica (ACSM, 2002). O treino resistido é uma modalidade de exercício que tem crescido na população ao longo das décadas, particularmente pelo seu papel no melhoramento da performance atlética, através do aumento do tamanho do músculo e da força muscular (Kraemer e Ratamess, 2004).

O exercício resistido é uma forma de exercício activo na qual uma contracção muscular mecânica ou estática é resistida por uma força externa. A força externa pode ser aplicada manual ou mecanicamente. O uso terapêutico de resistência num programa de exercícios é parte integral do plano de tratamento quando a meta final é aumentar a força, resistência à fadiga e função física geral (Kisner e Colby, 1992; Prentice, 2002).

Segundo Kisner e Colby (1992) as metas específicas, dos exercícios resistidos, são aumentar a força, a resistência muscular a fadiga, assim como aumentar a potência muscular. A resistência à fadiga é a habilidade de desenvolver exercícios repetitivos de baixa intensidade, por um período prolongado de tempo. A potência é também uma medida de desempenho muscular e é definida como trabalho por unidade de tempo (Prentice, 2002; Wilmore e Costill, 2001).

A mecanoterapia é uma técnica que utiliza exercícios resistidos, em que a força externa é aplicada mecanicamente, ou seja, a aplicação de exercícios é feita através da utilização de pesos livres (halteres), roldanas, therabands, etc. O exercício com resistência mecânica é uma forma de exercício activo no qual a resistência é feita por equipamentos ou aparelhos mecânicos. A quantidade de resistência pode ser mensurada

quantitativamente e progredir com o tempo, e geralmente é usada em programas de exercícios de resistência progressiva (Deliberato, 2006; Kisner e Colby, 1992).

#### **1.4.1.1 Tipo de exercícios resistidos**

Kisner e Colby (1992) referem que a resistência pode ser aplicada tanto em contrações musculares dinâmicas como estáticas. Os exercícios resistidos podem ser executados de forma isométrica, isotônica (com contração musculares concêntricas ou excêntricas) ou isocinética.

Os exercícios isométricos são os exercícios de fortalecimento utilizados mais precocemente no processo de reabilitação (Prentice, 2002). Este tipo de exercício aumenta apenas a força do grupo muscular no ângulo articular, no qual o músculo é sobrecarregado, limitando assim o desenvolvimento da força em toda a amplitude de movimento ou seja aumentam a força estática (Hamill e Knutzen, 1999). De acordo com Bandy e Sanders (2003) os exercícios isométricos produzem um aumento de força muscular, mas os seus efeitos na resistência e condicionamento cardíaco-vascular são sub-ótimos, por outro lado os exercícios isotônicos melhoram significativamente a capacidade funcional dos sistemas músculo-esquelético e cardíaco-vascular.

O exercício resistido isotônico é uma forma de exercício dinâmico executado contra resistência, mas com velocidade de movimento não controlada (Kisner e Colby, 1992). O movimento isotônico pode ser concêntrico ou excêntrico. O concêntrico provoca uma diminuição no comprimento do músculo e o excêntrico aumenta o seu comprimento, enquanto a força é aplicada (Faulkner, 2003; Prentice, 2002).

O exercício isocinético é um tipo de exercício que proporciona movimento a velocidade constante. Para que esta seja mantida, a resistência varia em resposta à força muscular aplicada (Ellenbecker, 2000; Hamill e Knutzen, 1999). Este exercício é realizado num dinamómetro isocinético, que utiliza uma velocidade constante com uma resistência acomodativa de forma a proporcionar resistência máxima em toda a amplitude de movimento. Assim como, permite o isolamento do membro, estabilização dos segmentos adjacentes, e ajuste da velocidade do movimento que tipicamente varia dos

0 graus/s a 600 graus/s ((Dvir, 2002; Ellenbecker, 2000; Hamil e Knutzen, 1999).

O exercício com resistência progressiva é uma técnica de fortalecimento mais utilizada num programa de reabilitação, sendo assim usados exercícios para aumentar a força, a resistência à fadiga e a potência. Este pode ser dividido em técnicas que utilizam exercícios isotônicos e outras que usam exercícios isométricos (Bandy e Sanders, 2003; Deliberato, 2006).

#### **1.4.1.2 Exercício de resistência progressiva**

O exercício de resistência progressiva é de primordial importância, pois permite uma adaptação progressiva ao esforço. Ele adota um aumento progressivo na intensidade e no volume do exercício e baseia-se no princípio da sobrecarga, o qual refere que para ocorrer ganhos de força e potência, o músculo deverá ser sobrecarregado de modo a realizar trabalho, próximo das suas capacidades máximas (Ribeiro, 2000). Este tipo de programa é uma abordagem com exercícios onde a carga e a resistência é aplicada por algum meio mecânico, sendo quantitativamente mensurável e progressivamente aumentada no tempo (Bandy e Sanders, 2003; Kisner e Colby, 1992).

Segundo Prentice (2002), o exercício de resistência progressiva utiliza principalmente contrações, nas quais a força é produzida enquanto ocorrem alterações no comprimento do músculo. A contração que leva ao aumento do comprimento do músculo, enquanto a força ainda está a ser aplicada, denomina-se contração excêntrica. Segundo este autor a contração excêntrica produz mais força contra resistência do que a contração concêntrica, porque a primeira requer um nível de actividade das unidades motoras para alcançar uma determinada força, mais baixo do que a segunda. Apesar disso, o uso de oxigénio é menor nas contrações excêntricas, logo este tipo de contração é menos resistente à fadiga. Mas o exercício de resistência progressiva concentra-se essencialmente no componente concêntrico, pois as excêntricas são muito utilizadas para a desaceleração do movimento, especialmente durante as actividades dinâmicas de alta velocidade. Assim sendo no exercício de resistência progressiva é importante incorporar ambas as contrações, devendo o músculo ser sobrecarregado e fatigado tanto concêntrica como excentricamente, para que ocorra um ganho máximo de força

muscular.

Este método de treino de força foi descrito pela primeira vez em 1948 por DeLorme e Watkins, e é denominado exercício de resistência progressiva (Kraemer et al., 2002). Desde esse trabalho inicial, foram propostos vários outros métodos de treino para aumentar a força muscular (Powers e Howley, 2000).

Segundo vários autores existem três tipos de exercícios de resistência progressiva: exercício isométrico, isotônico e isocinético (Deliberato, 2006; Dutton, 2006; Kisner e Colby, 1992)

No primeiro exercício existem dois métodos de treino, Técnica de *Rose* e Técnica de *Hettinger e Müller* (Deliberato, 2006; Kisner e Colby 1992).

No exercício isotônico podem ser utilizadas quatro técnicas diferentes: Técnica *DeLorme*, *Oxford*, *Dotte* e *DAPRRE de Knight* (Daily adjustable progressive resistive exercise) (Deliberato, 2006; Dutton 2006; Kisner e Colby 1992).

A técnica seleccionada para a realização deste estudo foi o método de DeLorme e Watkins.

#### **1.4.1.3 Método de DeLorme e Watkins**

DeLorme introduziu o conceito de exercício de resistência progressiva em 1948, como um desafio ao conceito tradicional de exercício de baixa resistência e muitas repetições (Mcardle et al., 2001). Esta técnica baseia-se na utilização de 10 repetições máximas (10RM), isto é a quantidade máxima de peso que um indivíduo pode mover 10 vezes, na amplitude completa do movimento articular escolhido (Fish, 2003). A determinação do 10RM é obtida por tentativa de erro, com unidades de carga de 250g para o membro superior e 500g para o membro inferior, sendo assim obtido por adição de cargas progressivas (Bandy e Sanders, 2003). Tendo como base este método serão utilizadas 3 séries de 10 repetições, cada, com respectivamente 50, 75 e 100% da resistência máxima (10RM) ao longo de 4 dias por semana. No quinto dia a resistência máxima é

novamente determinada para depois de 2 dias de repouso, reiniciar o fortalecimento a partir do novo parâmetro (Taylor, 2003). Para aplicação deste método será utilizado um equipamento de resistência isotônica (cadeira de fortalecimento, que é um sistema de resistência constante durante toda a extensão dinâmica do joelho) através da amplitude de movimento, à medida que o músculo se contrai concêntrica ou excentricamente (Kisner e Colby, 1992). A cadeira de fortalecimento é um sistema constituído por dois braços metálicos articulados em torno de um eixo, permitindo posicionar os dois braços um em relação ao outro paralelamente, ou em determinado ângulo (Bandy e Sanders, 2003)

## **1.4.2 Correntes eléctricas – Estimulação eléctrica neuromuscular**

### **1.4.2.1 Aspectos físicos da corrente**

Uma corrente eléctrica pode ser considerada como sendo um fluxo de electrões, através de um meio condutor. Este transporte apresenta convencionalmente um sentido inverso ao do movimento dos electrões (Low e Reed, 2003).

A quantidade de electrões que passa por uma secção transversa do condutor, num determinado intervalo de tempo, é designada de intensidade (I) e é mensurada em amperes (Robinson e Snyder-Mackler, 2001; Vega et al., 1998). A amplitude é mais uma entre as demais formas de medida da magnitude de uma corrente. A amplitude pico a pico é a soma do valor absoluto da corrente máxima durante a fase. Reobase é a intensidade mínima de corrente, necessária para provocar uma contracção muscular, com infinita duração de tempo (Kitchen e Bazin, 1998; Roberto, 2006).

Tales de Mileto (*cit. in* Roberto 2006) contribui para a evolução da ciência da electricidade com as suas investigações, concluindo que existem cargas eléctricas, classificando-as de duas formas: positiva e negativa. A diferença entre as cargas eléctricas de dois meios é chamada de diferença de potencial (V). Assim para que

ocorra o movimento da corrente, é necessário que exista uma diferença de potencial entre as extremidades do circuito, expressa em volts (Low e Reed, 2003; Robinson e Snyder-Mackler, 2001; Starkey, 2001).

A oposição colocada ao movimento dos electrões através de um condutor é denominada resistência (R), e é medida em ohms (Low e Reed, 2003; Roberto, 2006; Starkey, 2001).

A relação entre estes três factores é expressa pela Lei de Ohm:

$$R = V / I$$

De acordo com esta lei, a intensidade da corrente é directamente proporcional à tensão aplicada e inversamente proporcional à resistência, assim sendo quanto maior a resistência, menor é a corrente que passa (Roberto, 2006, Starkey, 2001; Vega et al., 1998).

A classificação de uma determinada corrente eléctrica ocorre segundo os parâmetros da frequência, forma e polaridade (Vega et al., 1998). A frequência é uma característica dependente do tempo, mensurada em hertz (Hz). McLoda e Carmack (2000) definem frequência como sendo o número de pulsos ou ciclos existentes durante um segundo. A frequência pode-se classificar em baixa (1Hz a 1000Hz), média (entre 1000Hz e 100.000Hz) e alta (superior a 100.000Hz) (Guirro e Guirro, 2002; Kitchen e Bazin, 1998; Roberto, 2006; Starkey, 2001; Vega et al., 1998). A frequência interfere também no limiar sensitivo, sendo que frequências mais elevadas apresentam resistências menores da pele à passagem da corrente eléctrica (Roberto, 2006).

Quanto à forma, as correntes podem ser directas (contínua) ou alternada, dependendo do percurso da corrente. A corrente directa é uma corrente de intensidade constante, ou seja há um fluxo contínuo de electrões num só sentido, enquanto que a alternada apresenta diferentes intensidades ou frequências, numa dada unidade de tempo, mudando de sentido periodicamente (Guirro e Guirro, 2002; Kitchen e Bazin, 1998; Starkey, 2001). As correntes alternadas podem ser de baixa ou média frequência, diferenciando os seus efeitos segundo a sua utilização, fundamentalmente para analgesia e estimulação. Estas

correntes são essencialmente excitomotoras; os impulsos podem ser isolados, repetidos ou modulados (no tempo, na frequência e na sua amplitude) (Nelson et al., 2003; Robinson e Snyder-Mackler, 2001; Vega et al., 1998). Uma terceira classificação, quanto à forma, é a de corrente em pulso. A corrente pulsátil é definida como sendo uma corrente em que o fluxo de electrões é periodicamente interrompido, esta pode fluir num único sentido como a corrente directa ou pode ter um movimento bidireccional como as alternadas (Low e Reed, 2003; Robinson e Snyder-Mackler, 2001; Starkey, 2001).

A corrente pulsátil é uma corrente de fluxo unidireccional (monofásico) ou bidireccional (bifásico) de electrões que são interrompidos por períodos discretos de fluxo de corrente (Starkey, 2001). Os pulsos monofásicos apresentam apenas uma fase (negativa ou positiva) para um único pulso e o fluxo da corrente é unidireccional. Os bifásicos caracterizam-se por ocorrerem em ambas as fases (positivo e negativo), não apresentando efeitos polares (Nelson et al., 2003; Robinson e Snyder-Mackler, 2001; Starkey, 2001). Quando a forma e amplitude do pulso são idênticas tanto na direcção positiva como negativa, é denominada forma de onda bifásica simétrica. Uma onda sinusoidal é uma forma de onda bifásica contínua e simétrica. Quando a forma e amplitude não são semelhantes em ambas as direcções, a forma de onda é denominada onda bifásica assimétrica (Kitchen e Bazin, 1998; Starkey, 2001; Vega et al., 1998).

Relativamente à polaridade, a corrente pode ser unidireccional (polaridade constante, negativo ou positivo) ou alterna, com modificações periódicas no sentido do fluxo da corrente, entre positivo e negativo (Vega et al., 1998).

De acordo com Enoka (1988) é possível excitar um músculo fazendo passar uma corrente eléctrica através dele ou do seu nervo periférico. A esta criação de potenciais de acção em células estimuláveis com impulsos eléctricos denominou de electroestimulação (Enoka *cit in* Kitchen e Bazin, 1998).

### **1.4.2.2 Estimulação eléctrica neuromuscular (EENM)**

A estimulação eléctrica é um mecanismo que simula a passagem do impulso nervoso, levando o músculo a contrair sem necessidade de um impulso originado pelo próprio sistema nervoso (Robinson e Snyder-Mackler, 2001).

Gregory e Bickel (2005) afirmam que a estimulação eléctrica implica o uso de corrente eléctrica para activar o músculo esquelético e facilitar a contracção.

Segundo Devahl (1992), a EENM é a aplicação de correntes eléctricas que desencadeiam a contracção muscular.

A EENM consiste na redução do potencial de repouso da membrana até ao seu limiar com uma corrente eléctrica aplicada à superfície da pele (Kitchen e Bazin, 1998; Devahl, 1992). A aplicação clínica da electroestimulação neuromuscular (EENM) tem vindo a ser muito utilizada em situações de lesão de atletas ou mesmo cirurgias onde se pretende melhorar o recrutamento das unidades motoras melhorando conseqüentemente a força muscular. Um dos locais mais comuns da aplicação da EENM é o grupo muscular quadríceps femoral geralmente após lesão ou cirurgia. Esta técnica tem sido cada vez mais praticada, e uma vez que é contra indicado o levantamento de cargas na fase inicial da reabilitação, limita o trabalho de fortalecimento e contracção voluntária. Alguns investigadores defendem que a aplicação de EENM após cirurgia trás mais benefícios e é mais efectiva do que o exercício voluntário no aumento da força do quadríceps femoral (MacLoda e Carmack, 2000). A maioria dos investigadores refere a eficácia desta técnica na prevenção e na atrofia por desuso especialmente na fase inicial da reabilitação (Robles et al., 2000).

O fortalecimento muscular através da EENM resulta do aumento da tensão funcional aplicada ao músculo e à inversão do recrutamento das fibras musculares (Starkey, 2001). No entanto ainda existe alguma controvérsia em relação à eficácia da EENM. Enquanto que já se partilha de um relativo consenso em relação à sua eficácia em casos de lesão e recuperação pós cirúrgica, ainda é fonte de alguma discórdia entre vários investigadores a maior eficácia no desenvolvimento de força da EENM em indivíduos saudáveis em detrimento do exercício físico (Siff e Verkhonshansky, 2000). Estudos

revelam que a EENM aumenta a força muscular, contudo não de forma tão significativa como o equivalente em exercício voluntário (Low e Reed, 2003). Lloyd et al. (*cit. in* Low e Reed 2003) conclui que no âmbito geral a electroestimulação não é um substituto satisfatório do exercício voluntário. Contudo, vários estudos demonstram que a combinação da electroestimulação com o exercício físico conduz, em alguns casos, a ganhos superiores relativamente à utilização do exercício voluntário por si só, chegando mesmo atingir valores superiores de 20 a 25% (Low e Reed, 2003).

A EENM é uma modalidade dependente da frequência. A corrente deve ser forte o suficiente para ultrapassar a resistência capacitiva dos tecidos, antes de estimular os nervos motores. A resistência capacitiva do tecido é inversamente proporcional à frequência da corrente, desta forma as frequências baixas devem produzir uma corrente maior de maneira a vencer a resistência (Starkey, 2001).

A EENM tem sido, em conjunto com a mecanoterapia, um dos recursos mais utilizados no fortalecimento e hipertrofia muscular, especialmente a partir da década de 70, quando um médico russo, Yakov Kots, publicou os primeiros estudos sobre a utilização da estimulação eléctrica (Piazzi et al., 2005; Ward e Shkuratova, 2002).

O estudo de Kots consistiu na aplicação de correntes eléctricas em atletas russos, durante 3 a 4 semanas, onde concluiu que houve um aumento de força de 30% a 40%, em relação aos outros atletas que treinavam apenas com exercícios isométricos (MacLoda e Carmack, 2000; Robinson e Snyder-Mackler, 2001). Este tipo de corrente é também conhecida como corrente russa, com base no seu país de origem (Vega et al., 1998).

#### **1.4.2.3 Efeitos neurofisiológicos da EENM**

Em primeiro os ganhos de força são uma resposta à colocação de uma elevada carga funcional sobre o músculo. Para que ocorra aumento de força, esta carga funcional deve ser igual à proporção significativa do torque produzido pela contração isométrica voluntária máxima (CIVM). O aumento da carga funcional produzido pela electroestimulação é suplementada com o aumento do recrutamento das fibras

musculares do tipo II, que contribui para o aumento da força muscular (Starkey, 2001). Quando se compara a contração voluntária com a induzida electricamente podemos verificar que as unidades motoras são recrutadas segundo ordens diferentes. Acredita-se que a ordem de recrutamento das unidades motoras sofre uma inversão, no caso da estimulação eléctrica em relação a sequência natural (Trimble e Enoka *cit. in* Kitchen e Bazin 1998).

Devido aos seus axónios com grandes diâmetros e baixo limiar de activação, as unidades motoras maiores são recrutadas em primeiro lugar. Estas unidades motoras de rápida contração que geram alta tensão e facilmente fatigáveis são frequentemente encontradas nas camadas superficiais do músculo, e mais próximas dos eléctrodos estimulantes. Em seguida, são estimuladas as unidades motoras lentas e resistentes à fadiga ao contrário do que acontece na contração voluntária (Robinson e Snyder-Mackler, 2001; Kitchen e Bazin, 1998).

Esta ordem inversa de recrutamento de unidades motoras, nas contrações induzidas electricamente, não é tão estável quanto a da contração voluntária. Por exemplo, se os axónios, das unidades resistentes à fadiga, estiverem localizados significativamente mais próximos dos eléctrodos de estimulação do que os axónios das unidades motoras rápidas, pouco resistentes à fadiga, estas podem ser recrutadas primeiramente (Kitchen e Bazin, 1998).

Como as fibras tipo II têm capacidade de produzir mais força, o vigor da contração aumenta, o que pode explicar a capacidade da EENM em produzir fortalecimento muscular, logo estas fibras musculares não necessitam de intensidades de estimulação elevadas (Low e Reed, 2003; Starkey, 2001).

Para Guirro e Guirro (2002) o ganho de força muscular pode dever-se ao facto de a estimulação eléctrica promover uma despolarização síncrona, a qual leva a um recrutamento máximo e simultâneo das unidades motoras.

De acordo com Starkey (2001), o recrutamento das fibras musculares tipo II e o aumento da carga funcional complementam-se. Assim sendo, o fortalecimento muscular

através da electroestimulação pode alcançar níveis que produzam 30% de tensão observada na CIVM.

#### **1.4.2.4 Características da Corrente Russa**

A terminologia corrente russa está relacionada com a nacionalidade do cientista, Kots, que desenvolveu um dos primeiros estudos realizados em humanos, com o objectivo de observar ganhos de força muscular, decorrentes da aplicação de um protocolo de estimulação eléctrica (Roberto, 2006).

Kots (1977) descreve a corrente russa como sendo uma corrente alternada sinusoidal (bifásica) a uma frequência de 2500Hz, modulada em burst de 50Hz. O protocolo de aplicação consiste em 10 segundos de contracção e 50 segundos de repouso, num tempo total de 10 minutos por sessão (Kots *cit in* Ward e Shkuratova, 2002).

Piazzini et al. (2005) define a frequência de 2500Hz (com ciclos de 0,4 milissegundos) modulada em burst de 50Hz como sendo uma corrente que a cada 10 milissegundos (ms) é interrompida por um período de 10ms, em que cada fase é composta por 50 impulsos e cada impulso tem a duração de 0,2ms.

Roberto (2006) descreveu a corrente russa como sendo uma corrente alternada de média frequência (2500Hz a 5000Hz), modulada em burst com baixa frequência de 0 a 150Hz, e com uma forma de onda sinusoidal e bifásica.

Para produzir uma contracção tetânica e uniforme, as frequências de estimulação precisam de ser diferentes. A tetanização acontece quando o músculo é estimulado em frequências progressivas maiores, atingindo por fim, uma frequência em que as contracções sucessivas se fundem e não podem ser distinguidas umas das outras (Starkey, 2001).

De acordo com os autores Roberto (2006) e McLoda e Camack (2000) a frequência compreendida entre 0-30Hz estimulam as fibras tónicas (tipo I), e as de 50-150Hz

estimulam fibras fásicas.

Este tipo de corrente utiliza-se preferencialmente em indivíduos com trofismo muscular normal, imobilizado, lesado ou desnervado (Castro, 1999; Haynes, 2002).

Na literatura existem controvérsias a respeito da utilização da corrente eléctrica em músculos normais, quando o objectivo é o fortalecimento (Castro, 1999). O protocolo desenvolvido por Kots, conhecido por 10/50/10, consiste em 10 segundos de estimulação eléctrica, seguido de 50 segundos de repouso, repetindo-se 10 vezes, ou seja com uma duração total de 10 minutos (Lewek et al., 2001; Robinson e Snyder-Mackler, 2001; Ward e Shkuratova, 2002). No entanto Prentice (2002) e Roberto (2006) referem um outro protocolo de EENM que se baseia em curtos períodos de contracção e de repouso, com a mesma duração, geralmente de 4 a 15 seg e com uma duração total de 6 a 15min em cada sessão.

Kots constatou que a contracção muscular induzida por estimulação eléctrica aumenta 10% a 30% a força isométrica em comparação com a contracção voluntária, e quando aplicada em atletas o aumento é de 30% a 40% (Kots *cit in* Costa, 1999; Snyder-Mackler, 2001; Ward e Shkuratova, 2002).

#### **1.4.2.5 Princípios para aplicação**

Pinheiro (1998) considera que a eficácia das correntes eléctricas depende da sua indicação clínica, do local de estimulação e dos eléctrodos (número, tamanho e orientação). Os tecidos oferecem uma determinada resistência à passagem da corrente, sendo esta maior nas estruturas de revestimento e menor nos tecidos ricos em água e solução salinas, o que explica o facto de o músculo apresentar maior condução do que a pele.

Kitchen e Bazin (1998) referem que antes de iniciar o tratamento a pele deve ser limpa com água e sabão, ou então com um material comercial de base alcoólica. Este procedimento inicial é efectuado para remover os resíduos cutâneos, suor e sujidade. É importante respeitar esta etapa para reduzir a resistência da pele á corrente eléctrica.

## **Tipo de eléctrodos**

Os eléctrodos têm como função básica transmitir a corrente que é produzida no aparelho, para o paciente. Estes quando preparados e colocados adequadamente aumentam a eficiência da corrente eléctrica e permitem maior conforto ao paciente (Guirro e Guirro, 2002; Starkey, 2001).

Os eléctrodos podem ser de metal, borracha de silicone impregnada com carbono ou auto-adesivos. Os eléctrodos de carbono-borracha substituíram o metal na maioria dos casos, e podem ter diversas formas e tamanho. Estas requerem um interface para transmitir a corrente do eléctrodo para a pele do paciente (Kitchen e Bazin, 1998).

Para os eléctrodos de metal e de carbono-borracha é necessário utilizar uma esponja humedecida em água, para facilitar a condução eléctrica entre o eléctrodo e a pele. Requer também o uso de fitas elásticas com as mesmas dimensões do eléctrodo de forma a manter o conjunto eléctrodo-esponja (Kitchen e Bazin, 1998).

Os eléctrodos auto-adesivos possuem um gel condutor, já aplicado, que permite um contacto mais eficaz com a pele, embora causem um maior desconforto durante aplicação da corrente (Kitchen e Bazin, 1998; Starkey, 2001).

Guirro e Guirro (2002) analisaram três tipos de eléctrodos (metálico, auto-adesivos, carbono-borracha), utilizando parâmetros, da corrente, idênticos para todos. Assim conclui que os eléctrodos de carbono-borracha produziram maior torque muscular e com uma menor resistência.

Devahl (1992) refere que os eléctrodos para serem realmente eficazes devem obedecer aos seguinte critérios:

- Promover uma boa penetração da corrente na pele;
- Conduzir a corrente uniformemente;
- Manter uniformemente o contacto com a pele;
- Permitir o movimento desejado da parte do corpo;
- Evitar a irritação da pele.

## **Tamanho dos eléctrodos**

Segundo Kitchen e Bazin (1998) a escolha do tamanho do eléctrodo depende fundamentalmente da dimensão da região do músculo a estimular e da intensidade necessária para desencadear a contracção.

O tamanho do eléctrodo afecta de forma inversa a intensidade da corrente, assim quanto maior o eléctrodo, mais baixa vai ser a intensidade da corrente por unidade de tempo. A dimensão do eléctrodo a ser utilizado é determinado pelo tamanho da área do corpo que será tratada (Lyons et al., 2004).

Starkey afirma que existe uma relação positiva entre o torque isométrico máximo produzido durante a electroestimulação e o tamanho do eléctrodo. Assim, os eléctrodos mais pequenos “tendem” a provocar contracções musculares mais fortes (Kitchen e Bazin, 1998).

A resistência da pele diminui à medida que o tamanho do eléctrodo aumenta. Os eléctrodos maiores provocam estimulações mais fortes sem causar dor, mas a estimulação dos tecidos é menos específica, pois a corrente espalha-se por uma área maior (Devhal, 1992; Kitchen e Bazin, 1998).

No entanto Kitchen e Bazin (1998) chamam atenção para o facto de o estímulo final depender de outros factores, tais como o ponto pelo qual a corrente penetra no eléctrodo.

## **Posicionamento do eléctrodo**

A zona de tratamento, a intensidade da corrente e o tipo de tecido excitável que se pretende estimular são influenciados pela combinação do tamanho do eléctrodo com a sua localização no corpo (Lyons et al., 2004; Starkey, 2001).

A condução da corrente eléctrica ocorre melhor em determinadas áreas da pele. Estas

localizações chamadas, em conjunto, de pontos de estimulação, representam as zonas que necessitam de menos corrente para produzir uma contração muscular (Starkey, 2001).

Cada músculo possui uma ou mais áreas na superfície da pele que são hipersensíveis ao fluxo da corrente eléctrica. Estes pontos denominam-se pontos motores, que podem ser definidos como pequenas áreas na pele, onde os nervos motores e os vasos sanguíneos penetram na massa muscular (Devahl, 1992). A estimulação desses pontos provoca uma contração mais forte, com intensidades mais baixas, do que nos tecidos vizinhos, isto deve-se ao facto da resistência eléctrica neste pontos ser mais baixa (Starkey, 2001; Vega et al., 1998).

A aplicação de uma corrente eléctrica pode ser efectuada de diferentes formas, podendo ser classificadas como bipolar, monopolar ou tetrapolar (Devahl, 1992; Kitchen e Bazin, 1998; Vega et al., 1998).

A aplicação bipolar consiste no uso de dois eléctrodos, ambos com o mesmo tamanho, ficando o ânodo (positivo) a nível proximal e o cátodo (negativo) distal, relativamente ao local a estimular (Kitchen e Bazin, 1998; Starkey, 2001).

A aplicação monopolar consiste na utilização de dois tipos de eléctrodos, um activo com carga negativa, e um dispersivo, de tamanho maior e carga positiva, colocado de forma indiferente (Kitchen e Bazin, 1998; Starkey, 2001).

Por último, a aplicação tetrapolar consiste no uso de quatro eléctrodos, todos do mesmo tamanho, aplicados transversal e longitudinalmente em relação à orientação das fibras musculares. Pretende-se com este tipo de aplicação uma maior eficácia a nível terapêutico, assim como estimular os tecidos em profundidade (Kitchen e Bazin, 1998; Starkey, 2001).

## **CAPÍTULO II - METODOLOGIA**

### **2.1 Variáveis**

Consideramos a força muscular do quadríceps (“Maximal average peak torque inicial”, Maximal average peak torque final”) como a variável dependente, enquanto que os métodos de fortalecimento escolhidos são as variáveis independentes.

### **2.2 Objectivos**

Este estudo tem como principais objectivos verificar, respectivamente:

- Se existem diferenças significativas na avaliação da "Max. Average Peak Torque" Inicial e Final, dependendo do método utilizado (método DeLorme e electroestimulação);
- Qual dos métodos é mais eficaz no fortalecimento muscular.

### **2.3 Amostra**

Fizeram parte deste estudo 27 indivíduos, 14 do sexo feminino e 13 do masculino, aparentemente saudáveis, estudantes universitários da Universidade Fernando Pessoa do curso de Fisioterapia, na faixa etária dos 20 aos 25 anos (idade média  $21,89 \pm 1,55$ , peso médio  $64,72 \pm 11,80$  e altura média  $1,72 \pm 0,09$ ).

A amostra foi dividida em três grupos, cada um constituído por nove indivíduos, escolhidos aleatoriamente. O Grupo A foi submetido ao método de DeLorme; grupo B a electroestimulação e grupo C o grupo de controle. A escolha da população em estudo foi por conveniência.

### **2.3.1 Critérios de Exclusão**

Os critérios de exclusão foram, indivíduos com lesão nos joelhos e atletas, ou praticantes de actividade física regular (Parker et al., 2003).

### **2.4 Considerações Éticas**

Os procedimentos adoptados no estudo experimental estiveram de acordo com a declaração de Helsínquia (1964), assim, os indivíduos que constituíram a amostra foram informados previamente de todos os procedimentos do estudo e dos riscos associados à aplicação dos protocolos de fortalecimento. Todos os sujeitos tiveram conhecimento da possibilidade de recusarem, a qualquer momento, ou prosseguir com a sua participação no estudo. Foi-lhes comunicado ainda, que não haveriam consequências resultantes da desistência. Os indivíduos que aceitaram as referidas condições declararam o seu consentimento por escrito<sup>1</sup>.

### **2.5 Instrumentos**

Para a recolha dos dados antropométricos foi utilizado uma fita métrica, graduada em centímetros, e uma balança portátil (Tefal).

Como instrumento de medida para avaliar a força muscular do quadricípete, foi utilizado um dinamómetro isocinético, *Gymnex Iso 1*, antes e após a conclusão do plano de fortalecimento. Este aparelho encontrava-se na Clínica de Saúde Atlântica, local onde foi realizada a avaliação. Foi escolhido este meio de medição, por ser o instrumento mais objectivo e reprodutível da força muscular (Brown e Weir, 2001; Dvir, 2002; Gaines e Talbot, 1999). Como material de apoio para efectuar esta avaliação foi necessário um software para o *Gymnex Iso 1*, uma impressora Hp Psc 750 e um cicloergómetro.

Para executar o protocolo de fortalecimento muscular pelo método de DeLorme foi

---

<sup>1</sup> Ver anexo I

necessário o uso de uma cadeira de fortalecimento, e respectivos pesos metálicos (6Kg; 5kg; 3Kg; 2kg, 1kg; 500g). Para o protocolo de electroestimulação foi necessário um aparelho de correntes eléctricas (Enraf Nonius, endomed 482), eléctrodos, esponjas, água, ligaduras elásticas, marquesa e rolo.

## **2.6 Procedimento experimental**

A temperatura da sala em que foi realizado o protocolo experimental tinha uma temperatura ambiente de 21°C, controlada por um termómetro digital.

Este estudo experimental foi realizado na Clínica de Saúde Atlântica e no ginásio da Universidade Fernando Pessoa. O estudo inicia-se com a avaliação no dinamómetro isocinético antes do programa de fortalecimento. No final do mesmo foi realizada uma reavaliação aos mesmos indivíduos. O protocolo de fortalecimento iniciou-se na semana seguinte, às avaliações, para os dois grupos em estudo (Grupo A e B) e decorreu durante as 4 semanas seguintes. O grupo de controle (C) não foi submetido a qualquer método de fortalecimento, realizando apenas a avaliação inicial e final no dinamómetro.

A aplicação do protocolo de fortalecimento teve uma duração de quatro semanas consecutivas, pois alguns autores afirmam que é necessário um período de pelo menos quatro semanas, para que existam diferenças estruturais e funcionais no músculo, de forma a obter resultados decorrentes do método de fortalecimento (Howley e Franks, 2000; Ribeiro, 2000).

### **2.6.1 Procedimento da avaliação no dinamómetro isocinético**

Antes de realizar a avaliação no dinamómetro isocinético, os indivíduos efectuaram um aquecimento global dos membros inferiores no cicloergómetro, durante cinco minutos (Lyons et al., 2005).

Os indivíduos foram posicionados no dinamómetro isocinético, enquanto sentados na cadeira, o ângulo de coxo-femural era de 110° de flexão e o joelho estava a 60° de

flexão. O eixo de rotação do dinamómetro estava alinhado com o epicôndilo lateral do fémur, o braço da alavanca de resistência do aparelho em posição distal, imediatamente acima do maléolo medial, da articulação da tibio-társica (Bandy e Hanten, 1993; Brown e Weir, 2001; Campenella et al., 2000; Dvir, 2002; Laufer et al., 2001; Lyons et al., 2005; Rosene et al., 2001). Os indivíduos foram estabilizados com duas bandas no tronco, uma na região pélvica e uma banda fixada no terço distal da coxa do membro dominante, e os braços mantiveram-se cruzados, com as mãos a tocar nos ombros, tudo isto de modo a evitar substituições e compensações inerentes a esforços máximos, por parte dos outros grupos musculares e alavancas do corpo humano (Brown e Whitehurst, 2003; Campennella et al., 2000; Dvir, 2002; Rosene et al., 2001). De seguida foram introduzidos os dados pessoais de cada indivíduo no software do *Gymnex Iso 1* (nome, idade, altura, peso e género) e definidos os parâmetros para a avaliação. Os parâmetros foram os seguintes (Brown, 2000; Dvir, 2002; Laufer et al., 2001):

- Método de realização: teste
- Modo de contracção: isométrico
- Velocidade de execução: 0°/s
- Número de contracções: 3
- Tempo de contracção: 3 segundos
- Tempo de repouso: 6 segundos
- Ângulo de execução: 60°

Antes de iniciar o teste o aparelho foi calibrado devidamente, seguindo as instruções do fabricante, e procedeu-se à correcção da gravidade para o membro dominante (Brown e Weir, 2001; Dvir, 2002; Rosene et al., 2001). Foi explicado aos indivíduos o que se pretendia durante o teste, pedindo para eles efectuarem a força máxima em cada contracção no ângulo pretendido e que relaxassem o mais possível durante o tempo de repouso entre cada contracção. No entanto, para o caso dos indivíduos não compreenderem o exercício no dinamómetro, realizou-se um pré-teste até se esclarecer todas as dúvidas e também para estes se familiarizarem com o aparelho e integrarem correctamente o esforço necessário (Bandy e Hanten, 1993; Brown e Weir, 2001; Rosene et al., 2001; Thornley et al., 2003;). O ângulo de execução foi de 60°, pois de acordo com vários autores, este é o ângulo em que o quadríceps atinge o pico de força máxima isométrica (Bandy e Hanten, 1993; Laufer et al., 2001; Lyons et al., 2005;

Parker et al., 2003). A avaliação foi executada a cada indivíduo com uma série de três repetições para diminuir a possibilidade de erro, e o valor de peak torque (pico de força máxima) registado correspondeu à média das três medições (Laufer et al., 2001; Lyons et al., 2005). Em relação ao tempo de repouso, existe uma óptima capacidade para a contracção isométrica, quando o ratio entre o período (tempo) de contracção e o de repouso é de 1:2, assim estabeleceu-se um tempo de repouso entre as contracções de 6 segundos (Brown, 2000; Dvir, 2002).

A avaliação da força muscular de cada indivíduo foi medida em isometria, sendo o que produz maiores valores de força máxima do músculo (Ribeiro, 2000).

### **2.6.2 Procedimento da aplicação do método de DeLorme**

O método de DeLorme foi aplicado ao grupo A (n=9), que foi submetido a cinco sessões semanais durante as quatro semanas de aplicação do protocolo de fortalecimento.

Para realizar este método foi necessário uma cadeira de fortalecimento de quadríceps, equipada com um sistema de alavancas, que permite carregar com os pesos pretendidos.

A tarefa foi realizada com os participantes sentados confortavelmente na cadeira de quadríceps com 100° de flexão da coxo-femural e joelho a 90° de flexão. O braço da alavanca de resistência da cadeira foi ajustado numa posição distal, imediatamente acima do maléolo medial, da articulação da tibio-társica, e o membro em treino estabilizado.

Quando foi realizada a primeira avaliação foi também determinado o 10RM de todos os indivíduos do grupo. Foi assim solicitado aos sujeitos que realizassem o movimento activo, partindo de 90° de flexão para os 0° de extensão, 10 vezes seguidas, mas lentamente, de modo a realizar uma contracção concêntrica, isométrica e excêntrica, com uma duração de 1 segundo cada uma, e um tempo de repouso de 3 segundos entre cada movimento (Fish et al., 2003). O valor de 10RM foi obtido através da adição gradual de 500g, até os sujeitos deixarem de conseguir executar mais de 10 repetições,

em toda a amplitude completa de movimento articular, sendo este valor a carga de trabalho, a utilizar durante a semana seguinte de treino. Após ter sido obtido o 10RM, os indivíduos descansaram 72h, tendo iniciado o método de treino após este repouso (Bandy e Sanders, 2003).

As condições de treino diário realizaram-se em 3 séries de 10 repetições, correspondendo respectivamente a carga de cada série a 50%, 75% e 100% do 10RM. As duas primeiras séries serviram de aquecimento preparatório e a terceira contribuiu para o ganho de força muscular. A duração da contração isotónica foi de 3 segundos (1segundo concêntrico, isométrico e excêntrico) e o repouso de 3 segundos entre as contrações. O tempo total da série foi 1 minuto e igual tempo de repouso entre as séries. A reavaliação foi efectuada após quatro dias de treino, ou seja à 5ª sessão, onde foi realizado apenas o cálculo do novo 10RM, para ser utilizado na semana seguinte. (Fish et al., 2003; Taylor, 2003).

Todo este procedimento foi repetido durante as 4 semanas de aplicação do método de fortalecimento.

### **2.6.3 Procedimento da aplicação da estimulação eléctrica**

O protocolo da estimulação eléctrica foi aplicado ao grupo B (n=9), três vezes por semana, durante quatro semanas, perfazendo um total de 12 sessões, com uma duração de dez minutos cada (Parker et al., 2003).

Os participantes foram deitados na marquês com o membro dominante em ligeira flexão, cerca de 60° de flexão, tendo sido colocado um rolo na região poplíteia do joelho. Antes da aplicação da electroestimulação, foi realizada a limpeza da região com álcool (Lyons et al., 2005).

Os eléctrodos de borracha (8cm x 6cm) foram revestidos com esponja, previamente humedecida em água, de forma a permitir uma melhor condução da corrente eléctrica (Kitchen e Bazin, 1998). Estes foram colocados nos pontos motores do músculo quadríceps, dois na região proximal e outros dois na região distal, um no vasto interno

e outro no vasto externo. Os eléctrodos positivos foram colocados na zona proximal, e os negativos na distal, posicionados longitudinalmente à orientação das fibras musculares (Laufer et al., 2001; Lewek et al., 2001; Lyons et al., 2005).

Foi explicado aos sujeitos qual a sensação aquando da passagem da corrente, isto para não acharem anormal, o facto de sentirem formigueiro (Macloda e Carmack, 2000).

A electroestimulação no quadríceps, foi realizada num aparelho (Enraf Nonius), com dois canais independentes, onde foram seleccionados os parâmetros da corrente russa. Esta corrente foi definida com uma frequência de 2500Hz, modulada a uma frequência de pulso de 50Hz, com o tempo de contracção de 10 segundos e de repouso de 50segundos, completando um tempo total de 10 minutos (Lyons et al., 2005; Parker et al., 2003; Ward e Shkuratova, 2002). A intensidade foi regulada de acordo com a sensibilidade do indivíduo sendo-lhe dada a instrução que a intensidade iria ser aumentada até à sua tolerância máxima de contracção (Laufer et al., 2001; Lewek et al., 2001). Foi ainda solicitado que ao mesmo tempo da contracção induzida pela electroestimulação, executá-se uma contracção máxima voluntária. A utilização do método combinado (contracção muscular voluntária associada à electroestimulação) procura potencializar a acção muscular através do recrutamento do máximo de unidades motoras do músculo, promovendo contracções mais vigorosas (Castelo et al., 2000). Greve e Amatuzzi (1999) relatam que estudos mostraram que a EENM isolada não consegue provocar uma contracção mais eficiente do que a obtida voluntariamente, sugerindo que a EENM combinada com a contracção muscular voluntária, pode minimizar a fadiga e aumentar a força muscular.

Os métodos de fortalecimento foram efectuados no membro inferior dominante, pois segundo Ribeiro (2000), existe em média uma diferença de 10% a menos de força muscular no membro não dominante. O membro dominante foi identificado quando pedido aos participantes que chutassem uma bola colocada à sua frente (Bandy e Hanten, 2005; Macloda e Carmack, 2000; Thornley et al., 2003;). O músculo quadríceps foi o escolhido para aplicar os protocolos por ser um dos músculos estabilizadores primários da articulação do joelho e geralmente é o músculo que perde mais força muscular, aquando de uma lesão no joelho (Lewek et al., 2002; Lyons et al.,

2005; Robles et al., 2000).

## **2.7 Procedimento estatístico**

Os dados obtidos foram codificados e analisados, com base em Pestana e Gagueiro (2000). A análise dos dados foi efectuada a partir dos recursos aos programas Excel 2003 e utilizando o programa informático Statistic Package for Social Science (SPSS) versão 15.0 para Windows. Para o tratamento estatístico dos resultados, foi efectuada uma análise descritiva estabelecendo médias e desvios padrão. Numa análise indutiva dos dados foi aplicado o teste Shapiro-Wilk que revelou que a amostra seguiu uma distribuição normal em todos os grupos. Foi então utilizado o teste T para amostras independentes para verificar se os valores de “maximal average peak torque inicial” são considerados no universo como iguais ou diferentes. Recorreu-se também ao teste T para amostras emparelhadas de modo a verificar a existência de diferenças significativas entre os resultados obtidos no “maximal average peak torque” inicial e final, nos três grupos experimentais. Para saber qual dos métodos utilizados (Delorme e electroestimulação) foi o mais eficaz, no aumento da força muscular, foi efectuada uma comparação múltipla, utilizando-se a One-way Anova – teste post hoc de Bonferroni.

## CAPÍTULO III – RESULTADOS

### 3.1 Estatística descritiva

Os dados foram recolhidos durante 4 semanas. A adesão ao estudo foi de 100%. A Tabela 1 apresenta a caracterização da amostra ao nível da idade, peso e altura, e os valores de “maximal average peak torque” estão representados na Tabela 2.

	Média	Desvio padrão
<b>Idade</b>	21,89	1,55
<b>Peso</b>	64,72	11,80
<b>Altura</b>	1,72	0,09

**Tabela 1** – Caracterização da amostra.

	Média			Desvio padrão		
	Delorme	Electroestim.	Controle	Delorme	Electroestim.	Controle
<b>Peak torque inicial</b>	47,556	34,889	53,556	17,572	11,297	28,741
<b>Peak torque final</b>	88,889	69	53,889	20,059	24,078	31,569

**Tabela 2** – “Maximal average peak torque” inicial e final da amostra.

### 3.2 Estadística indutiva

Para verificar a normalidade da amostra utilizamos o Teste de *Shapiro-Wilk*, uma vez que as dimensões da amostra são inferiores a 30 indivíduos. Desta forma obtemos duas hipóteses:

**H<sub>0</sub>**: a amostra tem uma distribuição normal;

**H<sub>1</sub>**: a amostra não tem uma distribuição normal.

Se o valor de significância (p) obtido no teste for superior a 0,05, aceita-se  $H_0$ , rejeitando  $H_1$ , ou seja, a amostra apresenta uma distribuição normal. Caso o valor de significância obtido for inferior a 0,05, aceita-se  $H_1$ , rejeitando  $H_0$ , isto é, a amostra não apresenta uma distribuição normal. No caso em estudo e através da Tabela 3, podemos verificar que a amostra para os três grupos tem uma distribuição normal uma vez que apresenta uma significância superior a 0,05, tanto no *maxavptinicial* (0,152; 0,332; 0,256), como no *maxavptfinal* (0,688; 0,079; 0,055).

	Método	Shapiro-Wilk	
		Df	p
maxavpt inicial	Delorme	9	0,152
	electroestimulação	9	0,332
	Controle	9	0,256
maxavpt final	Delorme	9	0,688
	electroestimulação	9	0,079
	Controle	9	0,055

**Tabela 3** – Teste de *Shapiro-Wilk* para verificar a distribuição normal da amostra.

### 3.2.1 Verificar se existem diferenças significativas entre “ maximal average peak torque” inicial nos três grupos

Para se saber se os valores de “maximal average peak torque” inicial observados nos três métodos, antes da realização do protocolo de treino, são considerados no universo como iguais ou diferentes, procedeu-se ao teste T para amostras independentes.

O teste T para amostras independentes aplica-se sempre que se pretende comparar as médias de uma variável quantitativa em dois grupos diferentes de sujeitos e se desconhecem as respectivas variâncias populacionais, cujas hipóteses são:

$$H_0 : \mu_1 = \mu_2$$

$$H_1 : \mu_1 \neq \mu_2$$

Onde,

$\mu_1$  e  $\mu_2$  são as médias, na população, da variável *maxavptinicial* dependente nos 2 métodos utilizados.

Em  $H_0$  afirma-se a igualdade dos valores observados de *maxavptinicial* nos três métodos.

Em  $H_1$  afirma-se existir pelo menos um grupo com valores observados de *maxavptinicial* diferentes dos restantes.

Após a análise da Tabela 4, podemos constatar que o valor de (p) do teste T é 0,088 e 0,091, valores superiores a 0,05, logo aceita-se  $H_0$  e rejeita-se  $H_1$ , podendo-se concluir que os valores obtidos para *maxavptinicial* não diferem significativamente. Desta forma podemos afirmar que entre os grupos seleccionados não existiam, antes da aplicação do protocolo de força, diferenças estatisticamente significativas após a realização do primeiro momento de avaliação.

		Test T para amostras independentes	
		t	p
Maxavpt inicial	Equal variance assumed	1,819	0,088
	Equal variance not assumed	1,819	0,091

**Tabela 4** – Comparação do “maximal average peak torque” inicial entre os grupos experimentais.

### 3.2.2 Verificar se existem diferenças estatisticamente significativas no ganho de força muscular entre os métodos de fortalecimento

Para verificarmos se existem diferenças estatisticamente significativas entre as médias do “maximal average peak torque” inicial e “maximal average peak torque” final, nos dois métodos utilizados e dada a natureza das variáveis dependentes, respectivamente: *maxavptinicial* e *maxavptfinal*; temos que utilizar o teste T para amostras emparelhadas.

O teste T permite inferir sobre a igualdade das médias de amostras emparelhadas. Frequentemente cada caso é analisado duas vezes, antes e depois da aplicação de um protocolo de tratamento ou intervenção, formando pares de observações, cujas diferenças são testadas para verificar se o resultado é ou não zero.

### 3.2.2.1 Comparação dos resultados obtidos no “maximal average peak torque” inicial e final em cada um dos grupos experimentais

Para testar as diferenças obtidas entre os valores registados antes e após a execução da avaliação isocinética foi aplicado o Teste T para amostras emparelhadas onde a diferença de valores de cada par de observações é designada por  $d = X_{1i} - X_{2i}$ , sendo as hipóteses:

$$H_0: \mu_d = 0;$$

$$H_1: \mu_d \neq 0; \text{ ou } \mu_d < 0; \text{ ou } \mu_d > 0.$$

Através da Tabela 5 podemos verificar que o valor de (p) nos dois primeiros casos é 0,001 e 0,004, valor inferior a 0,05, levando à rejeição de  $H_0$ . Respectivamente ao par 3 o valor é superior a 0,05, levando também à rejeição de  $H_0$ . Após a análise desta tabela podemos concluir que as médias encontradas nos pares 1 e 2 são estatisticamente significativas, indicando que houve um aumento da força muscular, consoante o método de fortalecimento aplicado. Relativamente ao par 3 não ocorreram alterações significativas na força muscular.

Método	Diferenças dos pares		
	Média	± dp	p
Par 1 Maxavpt delorminicial			
Maxavpt delormfinal	-41,333	23,611	0,001*
Par 2 Maxavpt electroinicial			
Maxavpt electrofinal	-33,333	25,184	0,004*
Par 3 Maxavpt controlinicial			
Maxavpt controlfinal	-0,333	5,050	0,848

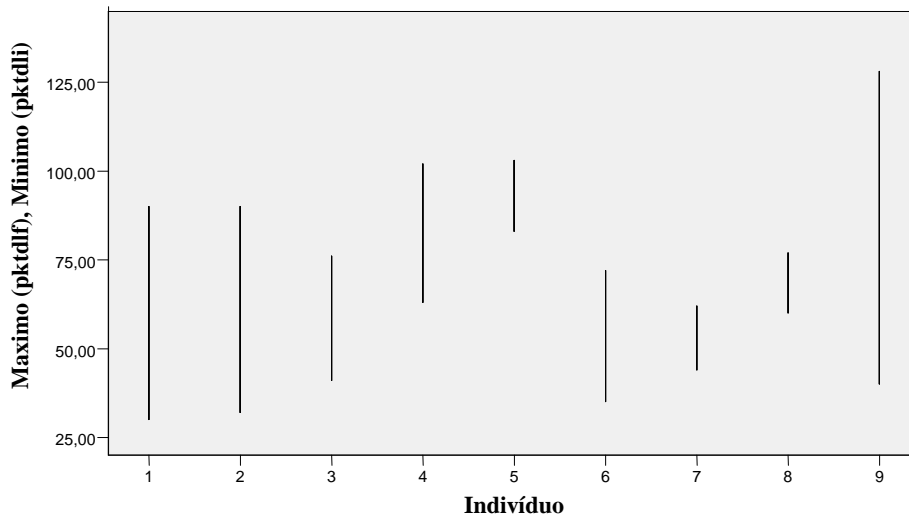
\* The mean difference is significant at the 0,05 level.

\*  $P \leq 0,05$ .

**Tabela 5-** Comparação do “maximal average peak torque” obtido antes e após a aplicação dos métodos de fortalecimento muscular em cada grupo experimental.

Os gráficos que se seguem (gráfico 1 a 3) representam a evolução de cada indivíduo ao longo do protocolo realizado nos diferentes métodos registados nos dois momentos de avaliação.

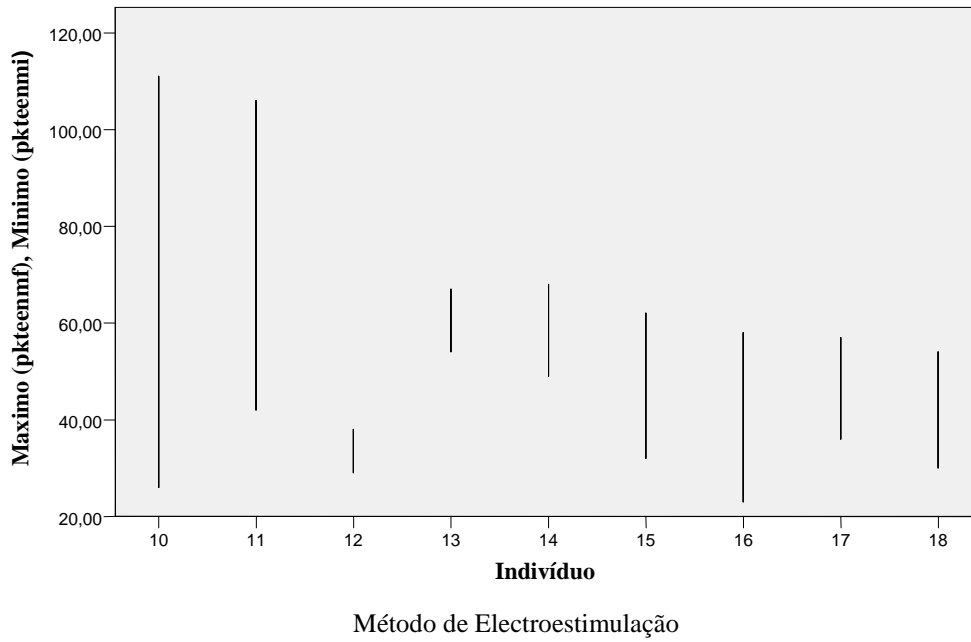
### Evolução do " Maximal Average Peak Torque"



Método de Delorme

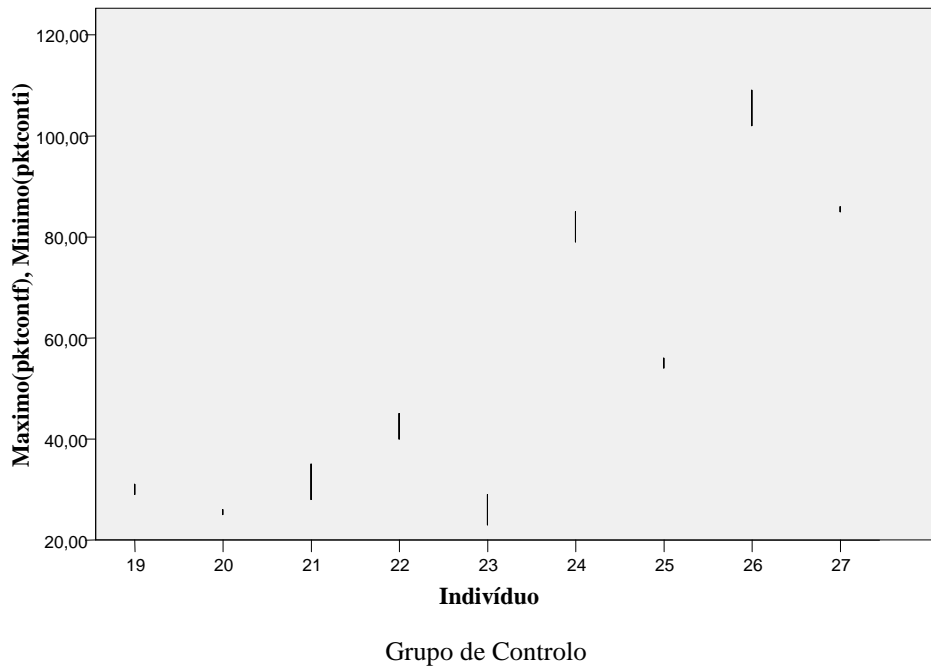
**Gráfico 1** – Comparação individual da Força obtida antes e após a aplicação do método de Delorme e os seus respectivos ganhos.

### Evolução do " Maximal Average Peak Torque"



**Gráfico 2** - Comparação individual da Força obtida antes e após a aplicação do método de Electroestimulação e os seus respectivos ganhos.

### Evolução do " Maximal Average Peak Torque"



**Gráfico 3** - Comparação individual da Força obtida antes e após os dois momentos de avaliação no grupo de controlo.

### 3.2.2.2 Comparar os aumentos de força muscular entre os três grupos experimentais

O teste T detectou diferenças significativas entre as médias da amostra emparelhada, para os grupos onde foi aplicado o protocolo de fortalecimento.

Para se obter o valor de ganho de força muscular, subtraiu-se os valores de peak torque final aos de peak torque inicial, que resultou nos valores de uma nova variável “diferença”.

Para saber qual dos métodos utilizados na recuperação foi o mais eficaz, isto é, o que produziu valores nos três grupos mais elevados para “diferença”, utilizou-se a One-way Anova – teste post hoc de Bonferroni.

Os procedimentos de comparação múltipla permitem avaliar as diferenças entre os diversos picos de força para verificar se são estatisticamente significativos (diferentes). O teste de comparação múltipla utilizado nesta análise foi o de Bonferroni (Teste Post Hoc) representado na Tabela 6.

Método (I)	Método (J)	Diferença da Média (I-J)	p
Delorme	Electroestimulação	7,222	1,000
	Controle	37,222*	0,002*
Electroestimulação	Delorme	-7,222	1,000
	Controle	30,000*	0,012*
Controle	Delorme	-37,222*	0,002*
	Electroestimulação	-30,000*	0,012*

\* The mean difference is significant at the 0,05 level.

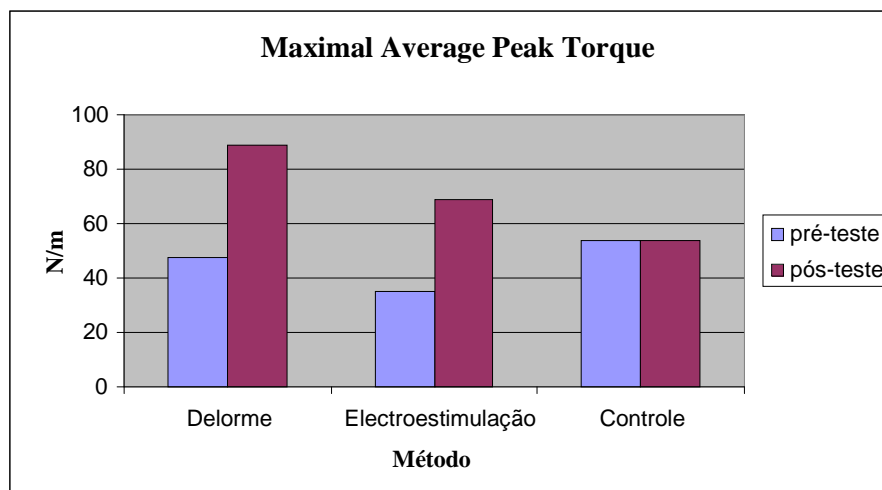
\*  $P \leq 0,05$ .

**Tabela 6** – Comparação dos aumentos de força muscular entre os grupos experimentais.

Depois de analisar a Tabela 6, podemos concluir que o grupo de indivíduos sujeitos ao método de fortalecimento segundo DeLorme tiveram uma diferença de 37,22 (delorme vs controle = 37,22) de força muscular, em relação ao grupo de controle. Relativamente

ao grupo sujeito ao método de electroestimulação obteve também mais 30,00 (electroestimulação vs controle = 30,00) de força muscular do que o grupo de controle. Embora o grupo sujeito ao método de DeLorme tenha obtido maior ganho de força, relativamente ao grupo de electroestimulação, esta diferença não é estatisticamente significativa ( $p = 1,000 > 0,05$ ) (delorme vs electroestimulação = 7,22). Comparando os grupos anteriores com o grupo de controle, as diferenças são significativas ( $p = 0,002$  e  $0,012$ ), tanto em relação ao grupo DeLorme ( $p = 0,002 < 0,05$ ) como ao de electroestimulação ( $p = 0,012 < 0,05$ ), uma vez que o grupo controle não realizou qualquer tipo de fortalecimento muscular em relação aos outros dois. Assim sendo como conclusão final podemos afirmar que o método de fortalecimento que produziu maior índice de força muscular, foi o de DeLorme, comparativamente com o de electroestimulação, embora este ganho de força muscular não seja estatisticamente significativo.

Através do gráfico abaixo representado, podemos verificar o aumento de força muscular, nos diferentes grupos, consoante o protocolo de treino aplicado.



**Gráfico 4** – Ilustra as alterações sofridas nos diferentes grupos experimentais seleccionados nos dois respectivos momentos de avaliação.

Grupo	Pré-teste		Pós-teste		Alterações absolutas
	Média	±dp	Média	±dp	
Grupo Delorme	47,56	15,57	88,89	20,06	41,33
Grupo Electroestimulação	34,89	11,30	69,00	24,08	34,11
Grupo Controlo	53,56	28,74	53,89	31,57	0,33

**Tabela 7** – Tabela síntese representativa de todos os valores chave registados durante o estudo.

## CAPÍTULO IV – DISCUSSÃO

Pretendeu-se com este estudo determinar qual dos dois métodos, nomeadamente o de cargas progressivas (DeLorme) e o de Electroestimulação, é mais eficiente no fortalecimento muscular do quadríceps. A força muscular foi avaliada pelo dinamómetro isocinético *Gymnex Iso1*. Esta amostra foi escolhida por conveniência, mas o facto de não se verificarem desistências, permitiu manter os grupos previamente estabelecidos, assegurando os resultados obtidos.

O método de Delorme é um método pouco utilizado e pouco conhecido devido a ser um conceito antigo, e não têm sido, realizados muitos estudos no âmbito do fortalecimento muscular. Pelo facto de a população da amostra ser constituída por indivíduos normais, resolveu-se não utilizar um método de fortalecimento muito agressivo, com cargas muito elevadas, pois poderiam provocar lesões a indivíduos não atletas e sedentários. A electroestimulação é um tipo de fortalecimento muito utilizado, sendo a corrente de Kots a que apresenta um índice de fortalecimento considerável (30 a 40%). Segundo Hainnaut e Duchateau (1992) (*cit. in* Robinson e Snyder-Mackler, 2001) este método é apenas um complemento, e não um substituto, dos exercícios voluntários em músculos saudáveis.

A avaliação e reavaliação da força máxima (“peak torque”) do quadríceps foi realizada de acordo com o protocolo estabelecido, assim como o posicionamento e orientação do teste (Bandy e Hanten, 1993; Brown e Weir, 2001; Brown e Whitehurst, 2003; Campenella et al., 2000; Laufer et al., 2001; Lyons et al., 2005; Rosene et al., 2001).

Segundo a bibliografia, o método de DeLorme e de electroestimulação promovem o aumento da força muscular após semanas de treino. Este aumento de força ocorre devido a um aumento do tamanho do músculo ou hipertrofia. A hipertrofia das fibras musculares é explicada por haver um maior número de filamentos de actina e miosina, estes aumentam em quantidade e tamanho como resultado dos protocolos de fortalecimento, o que origina consequentemente o aumento da área transversal do músculo. Esta investigação demonstrou que para a amostra em estudo, a aplicação das técnicas de fortalecimento aumenta significativamente ( $p \leq 0,05$ ) a força muscular do

quadríceps, após quatro semanas de treino, vindo por isso, de encontro a estudos anteriores (Brandy e Sanders, 2003; Bickel et al., 2003; Fish et al., 2003; Haynes, 2002; Lewek et al., 2001; Parker et al., 2003; Prentice, 2002; Robinson e Snyder-Mackler, 2001; Starkey, 2001; Ward e Shkuratova, 2002).

No momento da avaliação do “peak torque” todos os indivíduos realizaram um pequeno aquecimento, que lhes permitiu um aumento progressivo da frequência cardíaca e respiratória, bem como a melhoria das trocas gasosas e também uma orientação músculo-tendinosa. Desta forma foi possível melhorar a capacidade contráctil do músculo, aumentar a temperatura muscular, assim como a prevenção de pequenos micro-traumatismos dos elementos elásticos da sequência mio-tendinosa que poderiam ocorrer caso não se verificasse o período de aquecimento (Powers e Howley, 2000; Wilmore e Costill, 2001).

Gregory e Bickel (2005) sugerem que uma contracção induzida por estimulação eléctrica é mais intensa, pelo facto de haver maior quantidade de unidades motoras recrutadas em relação a uma contracção voluntária. Eriksson e Haggmark (1979) e Dellito (1988) realizaram um estudo com indivíduos, após Ligamentoplastia do Cruzado Anterior e chegaram à conclusão que o grupo sujeito a electroestimulação apresentou melhoria da função muscular, do ponto de vista clínico, prevenindo atrofia muscular e alcançando mais força muscular que os que não realizaram electroestimulação. Este efeito foi igualmente observado na nossa investigação, onde se verificou que o grupo submetido ao programa de electroestimulação obteve ganhos significativos de força, em relação aos indivíduos que não realizaram qualquer tipo de fortalecimento.

No entanto, Vengust et al (2001) realizaram um estudo onde compararam a eficiência de dois protocolos de tratamento para patologias de rótula: exercícios com cargas altas e poucas repetições e electroestimulação do vasto medial. Após análise constatou que o treino voluntário obteve maior aumento de força e funcionalidade que a estimulação eléctrica.

Os resultados do nosso estudo sugerem que o grupo de indivíduos sujeito ao método de fortalecimento por electroestimulação obteve melhores resultados no ganho de força (p

= 0,012) do que o grupo de controle. A mesma conclusão pode tirar-se para o grupo submetido ao método de DeLorme, que conseguiu melhores resultados no ganho de força ( $p = 0,002$ ) do que os indivíduos que não executaram nenhum treino. Apesar dos resultados serem concordantes com os estudos referidos, devemos salientar o facto de os métodos de fortalecimento serem diferentes dos que utilizamos.

No nosso estudo, o método combinado procurou potencializar a acção muscular, através do recrutamento máximo de unidades motoras do músculo, promovendo uma contracção mais vigorosa, ou seja, a força produzida por uma contracção muscular pode ser maior, não só pelo maior número de fibras estimuladas, mas também pela variação de força gerada por cada uma delas (Powers e Howley, 2000; Ribeiro, 2000; Robinson e Snyder-Macler, 2001). Ward e Shkuratova (2002) defendem que a electroestimulação combinada com o exercício é mais eficaz no aumento da força muscular, do que aplicação isolada da electroestimulação.

Alon et al (1987) (*cit in*. Robinson e Snyder-Macler, 2001) avaliaram o efeito da electroestimulação sozinha ou combinada com exercício voluntário no fortalecimento do músculo abdominal. A corrente aplicada era bifásica, simétrica com intensidades máximas toleradas com 5 segundos *one time* e 5 segundos *off time*. Os indivíduos realizaram os programas de treino três vezes por semana durante quatro semanas consecutivas. Após a análise dos resultados, os investigadores verificaram que a estimulação eléctrica combinada com o exercício voluntário foi o que produziu maiores ganhos de força muscular, no nosso estudo também ocorreram ganhos significativos de força no grupo que realizou electroestimulação combinada com exercício isométrico, em relação ao grupo de controle.

Outros autores compararam a aplicação da electroestimulação simultaneamente com exercício isométrico voluntário; exercício isométrico voluntário sozinho e ainda um grupo sem exercício (grupo controle). As sessões de treino foram realizadas cinco vezes por semana durante duas semanas. A corrente usada era pulsátil monofásica com duração de pulso não especificada. Ambos os grupos experimentais aumentaram o seu torque de força na extensão isométrica do joelho, quando comparados ao grupo de controle. Comparando os dois grupos experimentais, as diferenças encontradas no

aumento de força, não foram significativas (Currier et al., 1979).

Também Lieber et al (1996) também efectuou um estudo com indivíduos após reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior. Após análise dos resultados verificou que não tinham ocorrido diferenças significativas em relação ao fortalecimento muscular entre os grupos: o que realizou a electroestimulação e o que foi submetido a contracção muscular voluntária. Assim concluiu que a electroestimulação e a contracção muscular voluntária têm efeitos semelhantes no fortalecimento muscular.

Massey et al (1965) (*cit in* Robinson e Snyder-Mackler, 2001) verificaram o efeito da electroestimulação em quatro grupos de indivíduos saudáveis, em que o grupo A realizava apenas estimulação eléctrica, grupo B exercício de resistência progressiva, grupo C exercício isométrico e o grupo D era o de controle, que não fazia qualquer tipo de exercício. O programa de fortalecimento foi aplicado aos músculos do ombro, cotovelo e punho, tendo todos os grupos executado o treino três vezes por semana, durante nove semanas. A corrente eléctrica aplicada era pulsátil, monofásica de pulso desconhecido. O treino com estimulação eléctrica obteve ganhos de força semelhantes aos do exercício voluntário (grupo B e C). Todos os grupos tiveram ganhos de força muscular, excepto o de controle.

No nosso estudo, apesar dos ganhos de força terem sido superiores utilizando o protocolo de fortalecimento de DeLorme, também concluímos que, as diferenças encontradas não se revelaram significativas ( $p \geq 0,05$ ).

Contudo, os estudos aqui citados, não podem ser comparados fidedignamente com este presente, pois, na maioria, não foi citado o tipo de corrente utilizada nem o tipo de exercícios voluntários.

## **CAPÍTULO V – CONCLUSÃO**

Os resultados do estudo comprovam a eficácia da aplicação do programa de fortalecimento DeLorme e electroestimulação utilizado na melhoria da força muscular em indivíduos saudáveis.

Com a realização deste trabalho experimental, podemos concluir que o método DeLorme e a electroestimulação apresentam diferenças estatisticamente significativas no aumento da força muscular do quadríceps, vindo de encontro a estudos anteriormente realizados. Contudo, neste estudo não se encontraram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos experimentais, em relação ao aumento da força muscular para se verificar a preferência de um dos métodos de fortalecimento em detrimento do outro.

Os resultados obtidos neste estudo devem ser analisados tomando sempre como referência o tipo de sujeitos analisados.

No decorrer deste estudo deparamo-nos com algumas limitações, tais como, o curto período de aplicação dos programas de fortalecimento e a reduzida amostra que podem ter condicionado os resultados desta investigação. Assim, sugerimos que em estudos futuros os protocolos de fortalecimento sejam, comparar a electroestimulação combinada e a electroestimulação isolada para que possamos verificar o efeito das contrações combinadas com a electroestimulação, assim como o método de DeLorme com o método de DeLorme combinado com electroestimulação. A amostra também deverá ser de maiores dimensões, e o tempo de aplicação também mais prolongado.

## BIBLIOGRAFIA

American College of Sports Medicine (ACSM) (2002). Position stand: Progression Models in Resistance Training for Healthy Adults. *Medical Science Sports Exercise*, 34(2), pp. 364-380.

Badillo, J. e Ayestarán, E. (1997). *Fundamentos del entrenamiento de la Fuerza – aplicación al alto rendimiento deportivo*. Barcelona. INDE Publicaciones.

Bahistella, L.R e Shinzato, G.T. (1995). Recursos da medicina física. In: Leitão, A. e Leitão, V.A. (Ed.). *Clínica de Reabilitação*. São Paulo. Editora Atheneu.

Bandy, W. e Sanders, B. (2003). *Exercício Terapêutico: técnicas para intervenção*. Rio de Janeiro. Guanabara Koogan.

Berchtold, M. et al. (2000). Calcium in skeletal muscle: It's crucial role for muscle function plasticity and disease. *Physiological Review*, 80(3), pp.1215-1265.

Brown, L. G. e Weir, J. P. (2001). ASEP Procedures Recommendation I: Accurate Assessment of Muscular Strength and Power. *Journal of Exercise Physiology online*, 4(3), pp. 1-21.

Campenella, B. et al. (2000). Effect of visual feedback and verbal encouragement on concentric quadriceps and hamstrings peak torque of males and females. *Isokinetics Exercise Science*, 8, pp. 1-6.

Castelo, J. et al. (2000). *Metodologia do Treino Desportivo*. Unidade Técnica de Lisboa. Edições FMH.

Craig, R. e Woodhead, J. L. (2006). Structure and function of myosin filaments. *Current Opinion of Structural Biology*, 16(2), pp. 204-212.

Currier, D.P. et al (1979). Electrical stimulation in exercise of quadriceps femoris muscle. *Physical Therapy*. 59(12), pp. 1508-1512.

D'Antona, G. et al. (2006). Skeletal muscle hypertrophy and structure and function of skeletal muscle fibres in male body builders. *Journal Physiology*, 570 (3), pp. 611-627.

Deliberato, P. C .P. (2006). *Exercícios Terapêuticos – guia teórico para estudantes e profissionais*. São Paulo. Editora Manole.

Dellito, A. et al. (1988). Electrical stimulation versus voluntary exercise in strengthening thigh musculature after anterior cruciate ligament surgery. *Physical Therapy*. 68(7), pp. 660-663.

Devahl, J. (1992). Neuromuscular electrical stimulation (NMES) in rehabilitation. In: Gersh, M.R. (Ed.). *Electrotherapy in rehabilitation*. Philadelphia, F.A Davis Company.

Dutton, M. (2006). *Fisioterapia Ortopédica – exame, avaliação e intervenção*. Porto Alegre. Artmed editora.

Dvir, Z. (2002). *Isocinética: avaliações musculares, interpretações e aplicações clínicas*. São Paulo. Editora Manole

Ellenbecker, T. S. (2000). *Reabilitação dos Ligamentos do Joelho*. São Paulo. Editora Manole.

Eriksson, E. e Häggmark, T. (1979). Comparison of isometric muscle training and electrical stimulation supplementing isometric muscle training in the recovery after major knee ligament surgery. *The American Journal of Sports Medicine*, 7, pp. 169-1.

Feigenbaum, M.S. e Pollock, M. L. (1999). Prescription of Resistance training for Health and Disease. *Medical Science Sports Exercise*, 31, pp. 38-45.

Fish, D. E. et al. (2003). Optimal Resistance Training: Comparison of Delorme with Oxford Techniques. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82(12), pp. 903-909.

Frontera, W. R. et al. (2001). *Exercício Físico e Reabilitação*. São Paulo. Artmed editora.

Gaines, J.M. e Talbot, L.A. (1999). Isokinetic Strength Testing in Research and Practice. *Biological Research for Nursing*, 1(1), pp. 57-64.

Gregory, C. M. e Bickel, C. S. (2005). Recruitment patterns in human Skeletal muscle during electrical stimulation. *Physical Therapy*, 85(4), pp. 358-364.

Greve, J. M.D. e Amatuzzi, M.M. (1999). *Medicina de Reabilitação Aplicada à Ortopedia e Traumatologia*. 1ºed. São Paulo. Editora Roca.

Guirro, E.C.O. e Guirro, R.R.J. (2002). *Fisioterapia dermatofuncional: fundamentos, recursos, patologias*. 3ºed. São Paulo. Editora Manole.

Guyton, A. C. e Hall, J. E. (2002). *Tratado de Fisiologia Médica*. 10º ed. São Paulo. Guanabara Koogan.

Hall, S.J. (1999). The biomechanics of human skeletal muscle. In: Hall, S.J. (Ed.). *Basic Biomechanics*. New York. McGraw-Hill, pp.146-185.

Hamil, J. e Knutzen, K. M. (1999). *Bases Biomecânicas do Movimento Humano*. São Paulo. Editora Manole.

Howley, E. T. e Franks, B. D. (2000). *Manual do Instrutor de Condicionamento físico para a Saúde*. 3ºed. Porto Alegre. Artmed editora.

Jacob, S. W. et al. (1990). *Anatomia e fisiologia humana*. 5ºed. Rio de Janeiro.

Guanabara Koogan.

Junqueira, L. e Carneiro, J. (1999). *Histologia Básica*. 9ªed. Rio de Janeiro. Guanabara Koogan.

Kisner, C. e Colby, L.A. (1992). *Exercícios Terapêuticos: Fundamentos e Técnicas*. SãoPaulo. Editora Manole.

Kitchen, S. e Bazin, S. (1998). *Eletroterapia de Clayton*. 10ªed. São Paulo. Editora Manole.

Komi, P. (1992). *Strength and power in sport*. London Blackwell Scientif.

Kraemer, W. J. e Häkkinen, K. (2004). *Treinamento de Força para o Esporte*. Porto Alegre. Artmed editora.

Kraemer, W. J. e Ratamess, N. A. (2004). Fundamentals of resistance training: progression and exercise prescription. *Medical Science Sports Exercice*, 36(4), pp.674-688.

Laufer, Y. et al. (2001). Quadriceps femoris muscle torques and fatigue generated by neuromuscular electrical stimulation with three different waveforms. *Physical Therapy*, 81(7), pp. 1307-1316.

Lewek, M. et al. (2001). The use of electrical stimulation to increase quadriceps femoris muscle force in elderly patient following a total knee arthroplasty. *Physical Therapy*, 81(9), pp. 1565-1571.

Lieber, R.L. et al. (1996). Equal effectiveness of electrical and volitional strength training for quadriceps femoris muscles after anterior cruciate ligament surgery. *Journal of Orthopaedic Research*. 14(1), pp.131-138.

Linke, W.A. et al. (1998). Nature of PEVK-titin elasticity in skeletal muscle. *Proceedings of the National Academy of Sciences of USA*, 95(14), pp. 8052-8057.

Lippert, L. S. (2003). *Cinesiologia Clínica para Fisioterapeutas*. Rio de Janeiro. Guanabara Koogan.

Low, J & Reed, A. (2003). *Electrotherapy Explained – principles and practice*. 3° ed. Philadelphia. Butterworth Heineman.

Lyons, C. L. et al. (2005). Differences in quadriceps femoris muscle torque when using a clinical electrical stimulator versus a portable electrical stimulator. *Physical Therapy*, 85(1), pp. 44-51.

Lyons, et al. (2004). An investigation of the effect of electrode size and electrode location on comfort during stimulation of the gastrocnemius muscle. *Medical Engineering & Physics*, 26(10), pp.873-878.

Macloda, T. A. e Carmack, J.A. (2000). Optimal burst duration during a facilitated quadriceps femoris contraction. *Journal of Athletic Training*, 35(2), pp.145-150.

Masamoto, N. et al. (2003). Acute effects of plyometric exercise on maximum squat performance in male athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 17(1), pp. 68-71.

Massada, L. (2000). *Lesões Musculares no Desporto*. 2°ed. Lisboa. Caminho.

Maughan, R. et al. (2000). *Bioquímica do Exercício e do Treinamento*. São Paulo. Editora Manole.

MCGinnis, P. M. (2002). *Biomecânica do Esporte e Exercício*. Porto Alegre. Artmed editora.

Mcardle, W.D. et al.(2001). Muscular strength: training muscles to become stronger. In: Mcardle, W.D. et al. (Ed.). *Exercise Physiology: Energy, Nutrition and Human Performance*. 5ªed. Baltimore. William & Wilkins. pp.501-547.

Nelson, R. M. et al. (2003). *Electroterapia Clínica*. 3ª ed. São Paulo. Editora Manole.

Nordin, M. e Frankel, V. H. (2003). *Biomecânica Básica do Sistema Musculoesquelética*. 3ªed. Rio de Janeiro. Guanabara Koogan.

Oliveira, F. et al. (2002). Estimulação elétrica neuromuscular e exercícios com movimentos na diagonal para ganho de força em bíceps e tríceps braquial. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 6(3), pp.159-165.

Parker, M. G. et al. (2003). Strength response in human quadriceps femoris muscle during two neuromuscular electrical stimulation programs. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33(12), pp. 719-726.

Pestana, M. H. e Gagueiro, J. N. (2000). *Análise de Dados para Ciências Sociais. A Complementaridade do SPSS*. 2ª ed. Lisboa. Edições Sílabo.

Piazzzi, A. F. et al. (2005). Training adaptation after transcutaneous electrical stimulation with high and medium frequency. *Journal of Exercise and Sport Sciences*, 1(1), pp. 2-12.

Pinheiro, J. P. (1998). *Medicina de Reabilitação em Traumatologia do Desporto*. Lisboa. Caminho.

Pinheiro, J. P. (2006). *Reabilitação das lesões no desporto*. Lisboa. Caminho.

Powers, S. K. e Howley, E.T. (2000). *Fisiologia do Exercício*. São Paulo. Editora Manole.

Prentice, W. E. (2002). *Técnicas de Reabilitação em Medicina Esportiva*. 3º ed. São Paulo. Editora Manole.

Ribeiro, B. (2000). *O Treino do Músculo*. 3ºed. Lisboa. Caminho.

Roberto, A.E. (2006). *Eletroestimulação – o exercício do future*. São Paulo. Phorte editora.

Robinson, A. J. e Snyder-Mackler, L. (2001). *Eletrofisiologia clínica – eletroterapia e teste eletrofisiológico*. 2º ed. Porto Alegre. Artmed Editora.

Robles, A. et al. (2000). The potential benefit of neuro-muscular electrostimulation of the femoral quadriceps for strengthening. *Archivos de Medicina del Deporte*, 17(79), pp. 405-412.

Rosene, J. M. et al. (2001). Isokinetic hamstrings: quadriceps ratio in intercollegiate athletes. *Journal Athletic Training*, 36(4), pp. 378-383.

Sapega, A. (1990). Muscle performance evaluation in orthopaedic practice. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 72(10), pp. 1562-1574.

Scott, W. et al. (2001). Human muscle fiber type classifications. *Physical Therapy*. Volume 81, pp. 1810-1816.

Seeley, R.R. et al. (2005). *Anatomia & Fisiologia*. 6ºed. Lisboa. Lusodidacta.

Siff, M. e Verkoshansky, Y. (2000). *Super Entrenamiento Colección Deporte e Entrenamiento*. Editorial Paidotribo.

Silverthorn, D. U. et al. (2003). *Fisiologia Humana – uma abordagem integrada*. São Paulo. Editora Manole.

Squire, J. M. (1997). Architecture and function in the muscle sarcomere. *Current Opinion Of Structural Biology*, 7(2), pp. 247-257.

Starkey, C. (2001). *Recursos Terapêuticos em Fisioterapia*. 1º ed. Editora Manole.

Steinmetz, M. O. et al. (1997). A correlative analysis of actin filament assembly, structure and dynamics. *The Journal of Cell Biology*, 38.(3), pp. 559-574.

Takarada, Y. et al. (1997). Strength-induced enhancement of mechanical work production in long frog single fibers and human muscle. *Journal Applied Physical*, 83(5), pp.:1741-1748.

Taylor, N.F. et al. (2005). Progressive Resistance Exercise in Physical Therapy: A Summary of Systematic Reviews. *Physical Therapy*, 85(11), pp. 1208-1223.

Tillaar, R.V. e Ettema, G. (2004). A force-velocity relationship and coordination patterns in overarm throwing. *Journal of Sports Science and Medicine*, 3(4), pp. 211-219.

Vega, C. A. et al. (1998). *Electroterapia, Termoterapia e Hidroterapia*. Madrid. Editorial Sintesis.

Vengust, R. et al. (2001). The effect of electrostimulation and high load exercises in patients with patellofemoral joint dysfunction. A preliminary report. *Pflügers Archiv European Journal of Physiology*. 442(6 supp 1), pp.153-154.

Vinogradova, M.V. et al. (2005). Ca<sup>2+</sup> Regulated Structural Changes in Troponin. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 102(14), pp. 5038-5043.

Ward, A.R e Shkuratova, N. (2002). Russian Electrical Stimulation: The early experiments. *Physical Therapy*, 82(10), pp. 1019-1030.

Weineck, J.(1999). *Treinamento Ideal*. 9ªed. São Paulo. Editora Manole.

Wilmore, J. H. e Costill, D. L. (2001). *Fisiologia do Esporte e do Exercício*. São Paulo. Editora Manole.

**ANEXOS**

## **Declaração de Consentimento Informado**

**Designação do estudo:** Método DeLorme Vs Electroestimulação no fortalecimento do muscular do quadríceps.

Eu, abaixo assinado \_\_\_\_\_, compreendi a explicação que me foi fornecida acerca do estudo em que irei participar, tendo-me sido dada a oportunidade de fazer as perguntas que julguei necessárias. A informação ou explicação que me foi dada versou os objetivos, do trabalho e a minha participação no mesmo. Fui informado também que tenho total liberdade para aceitar ou rejeitar a minha participação no estudo, bem como desistir se assim o entender sem qualquer prejuízo.

Por isso consinto participar no estudo respondendo a todas as questões propostas e seguindo todas as indicações dadas pelo examinador.

Porto, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2007

---

(Assinatura)

Pelo investigador responsável:

---

## **Carta de explicação do estudo experimental**

**Título:** Método DeLorme Vs Electroestimulação no fortalecimento muscular do quadríceps.

**Investigadora:** Ana Isabel Clemente, aluna da licenciatura em Fisioterapia da Universidade Fernando Pessoa, Porto

Tlm: 917878892 / 968302437

**Objectivo:** Este estudo tem como objectivo verificar se existem diferenças no ganho de força muscular entre os dois métodos de fortalecimento (Método DeLorme Vs Electroestimulação) e o grupo de controle, e se estas existirem se são significativas.

Na realização deste estudo os indivíduos pertencentes á amostra serão divididos em três grupos. O grupo A será submetido ao método de DeLorme, o grupo B ao método de fortalecimento através da electroestimulação e o grupo C o de controle, que não irá realizar qualquer métodos de fortalecimento. Todos os indivíduos antes e depois do estudo experimental, serão sujeitos a um protocolo de avaliação no dinamómetro isocinético, para obter a contracção isométrica máxima, para verificar se ocorreram ganhos ou não de força muscular. O grupo A e B será sujeito ao programa de fortalecimento durante quatro semanas, sendo o A submetido a cinco sessões semanais e o B a três sessões semanais. O grupo de controle apenas realizará uma avaliação inicial no dinamómetro isocinético e uma reavaliação no final do estudo experimental.

**Potenciais riscos:** A sua participação não acarretará qualquer risco.

**Potenciais vantagens:** A vantagem que poderá haver para os participantes no estudo é o fortalecimento do músculo quadríceps, do membro inferior dominante. Mas esses possíveis ganhos de força apenas se manterão caso os participantes mantenham um treino regular de fortalecimento.

## **Confidencialidade**

Todos os dados recolhidos durante este estudo serão tratados de forma confidencial. O material escrito será codificado, não sendo mencionada a identificação dos participantes em qualquer fase da investigação. Tudo isto será da responsabilidade de Ana Clemente. Os resultados do estudo poderão ser apresentados mais tarde, mas os participantes nunca serão identificados.

## **Participação**

A escolha de participar ou não no estudo é voluntária. Se decidir não “participar” neste estudo experimental não será alvo de qualquer punição. No entanto, se decidir participar, poderá abandoná-lo a qualquer momento. Será dada aos participantes a oportunidade de esclarecer todas as dúvidas que possam existir relacionadas com o estudo.

A responsável

---

### Ficha de avaliação

**Nome:** \_\_\_\_\_

**Idade:** \_\_\_ anos

**Sexo:** Masculino  Feminino

**Altura:** \_\_\_\_\_ cm **Peso:** \_\_\_\_\_ Kg

⇒ Membro inferior dominante:

Direito

Esquerdo

⇒ Lesões no membro inferior dominante:

Sim

Não

⇒ Há quanto tempo não pratica desporto?

\_\_\_\_\_

**Grupo em que está inserido:**

Grupo controlo  Grupo método DeLorme  Grupo electroestimulação

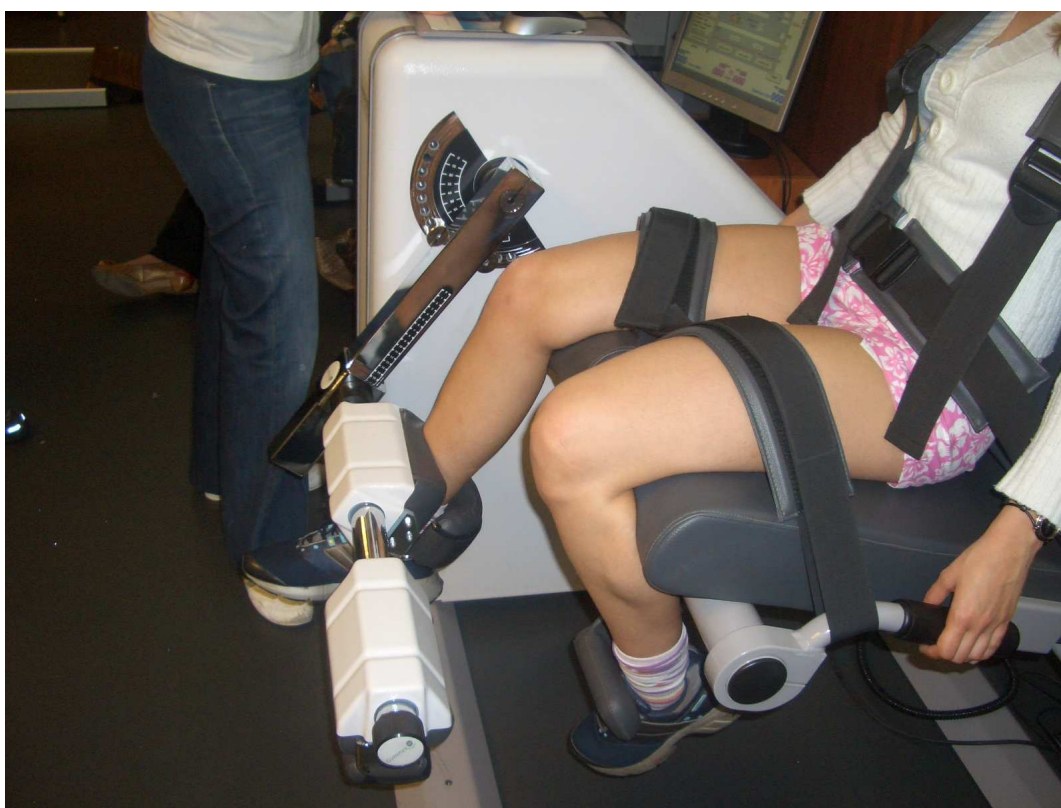
### Avaliação da Força Máxima

Força isométrica máxima a 60°

Peak “torque” máximos: dia \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_ \_\_\_\_\_

dia \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_ \_\_\_\_\_

*Anexo IV* – Posição dos Participantes na avaliação no dinamómetro isocinético



*Anexo V* – Posição dos Participantes na realização do método DeLorme



*Anexo VI* – Posição dos Participantes na realização do método de electroestimulação

